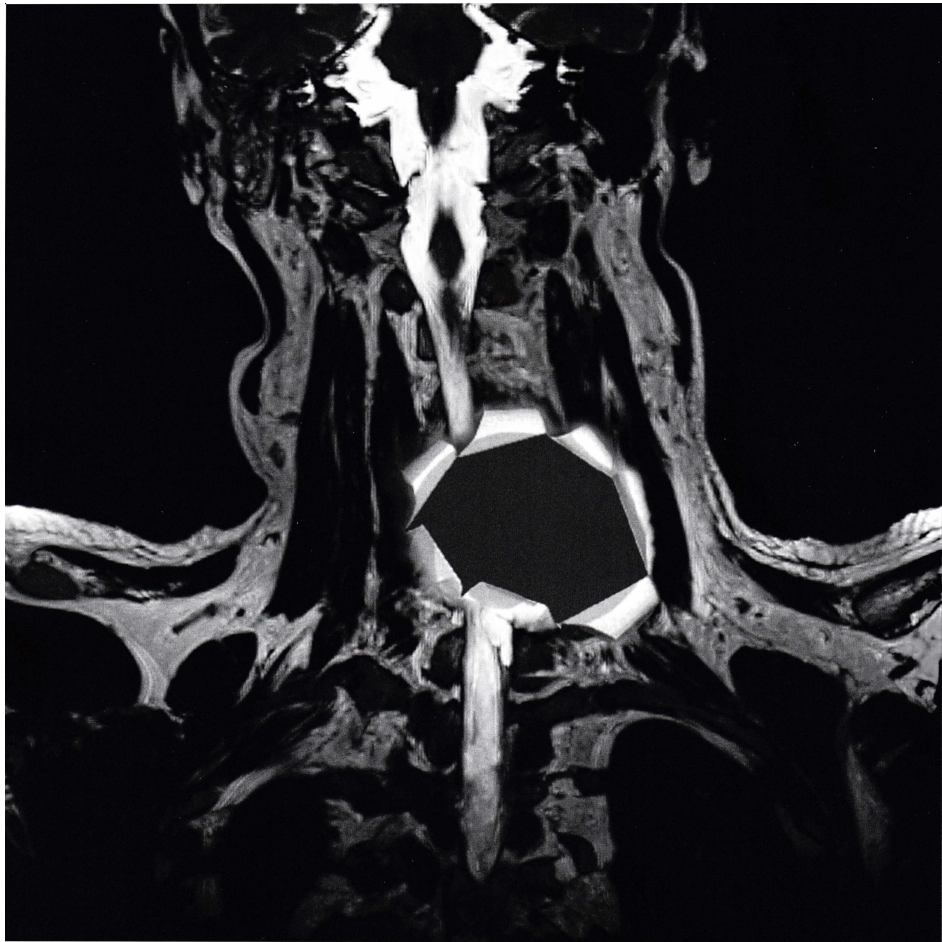


# Katalog artefaktů při zobrazování magnetickou rezonancí

List of artefacts observed  
in magnetic resonance imaging



VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Daniel Krahulec**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Katalog artefaktů při zobrazování magnetickou rezonancí**  
**List of Artefacts Observed in Magnetic Resonance Imaging**

Zásady pro vypracování:

1. Zhodnocení současného stavu problematiky.
2. Přehled artefaktů MRI a jejich klasifikace.
3. Teorie vzniku artefaktů při zobrazování magnetickou rezonancí a možnosti jejich redukce.
4. Návrh a realizace uživatelského rozhraní pro filtraci vybraných artefaktů.
5. Implementace artefaktů do interaktivního prostředí; vývoj katalogu artefaktů.
6. Testování navrženého rozhraní v klinické praxi a zhodnocení výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MIROWITZ, Scott A. *Pitfalls, variants, and artifacts in body MR imaging*. St. Louis: Mosby, c1996, xiv, 520 p. ISBN 978-0801676703.
- [2] BERNSTEIN, Matt A., Kevin F. KING a Xiaohong Joe ZHOU. *Handbook of MRI pulse sequences*. Burlington, MA: Elsevier Academic, 2004. ISBN 978-0120928613.
- [3] CHAVHAN, Govind B. *MRI made easy: (for beginners)*. 2nd ed. New Delhi [etc.]: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2013. ISBN 978-9350902707.
- [4] ELMAOĞLU, Muhammed a Azim ÇELİK. *MRI handbook: MR physics, patient positioning, and protocols*. New York: Springer, c2012, xii, 318 p. ISBN 978-1-4614-1095-9.
- [5] TINKU, Acharya a Ajoy K. RAY. *Image Processing - Principles and Applications*. Hoboken: John Wiley, 2005. ISBN 978-0471719984.
- [6] GOPI, E.S. *Digital signal processing for medical imaging using MATLAB*. New York, NY: Springer, c2013, xiii, 112 p. ISBN 978-1-4614-3139-8.
- [7] HASHEMI, R.H., W.G. BRADLEY a Ch.J. LISANTI. *MRI: the basics*. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams, c2010, ix, 385 p. ISBN 978-1608311156.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Iveta Bryjová**

Konzultant bakalářské práce: MUDr. Michal Kodaj

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015



---

doc. Ing. Jiří Koziolek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*



---

prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
*děkan fakulty*



„Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.“

V Ostravě dne: 7. května 2015

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Daniel Kalaš", written over a dotted line.

Podpis autora

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval mé koordinátorce a vedoucí bakalářské práce, Ing. Ivetě Bryjové, za její intenzivní podporu a vřelou ochotu při pomoci s korektní tvorbou této závěrečné práce. Stejně velké díky patří mému hlavnímu konzultantovi, MUDr. Michalu Kodajovi, za trpělivost a pomoc při generování artefaktů na snímcích z fantomu. Další poděkování bych chtěl vyjádřit doc. RNDr. Stanislavu Hledíkovi, Ph.D. za poskytnutí cenných tipů pro práci s programem LaTeX<sup>®</sup>, ve kterém tato práce byla vysázena, a také Ing. Jaromíru Konečnému, Ph.D. za pomoc při programování v jazyce C#. Mé poděkování si v neposlední řadě zaslouží i Bc. Andrea Vodáková za poskytnutí užitečných materiálů pro usnadnění práce s platformou Xerte<sup>®</sup>.

## Abstrakt

Obrazové artefakty vznikající při zobrazování pomocí magnetické rezonance představují komplikaci při investigaci patologických nálezů u vyšetřovaných pacientů. Artefakt lze definovat jako nežádoucí zobrazení ve výsledném MR obrazu, *většinou* neodpovídající reálnému prostorovému rozložení tkání uvnitř organismu. Nejčastější příčiny jejich vzniku jsou variace intenzity magnetického pole, fyzikálně-chemické vlastnosti tkání pacienta či relikty signálového zpracování. Artefakty lze rovněž rozdělit dle schopnosti předcházet jejich vzniku či omezení dopadu na výsledný obraz. Ve snaze eliminovat tyto artefakty bylo vytvořeno uživatelské prostředí v programu C#, umožňující na základě aplikace příslušných filtračních metod pro zpracování obrazu zlepšit parametry při zachování diagnosticky významných oblastí snímků. Podpůrnou složkou tohoto softwaru je podrobná katalogizace MR artefaktů s detailním popisem problematiky jednotlivých skupin a online přístupem ve formě výukového materiálu.

**Klíčová slova:** obrazové artefakty, MR modalita, diagnostika, uživatelské prostředí, program C#, filtrační metody, výukový materiál

## Abstract

Artefacts in MRI represent complications in diagnostics of pathological findings in examined patients. An artefact can be defined as an undesirable image component in final MR images, *predominantly* incommensurate with the real spatial distribution of tissues inside an organism. The most frequent causes of their occurrence are represented by magnetic field variability or by physical properties of patients' tissues; however, artefacts can be divided according to the feasibility of their elimination or the limitation to their impact on image quality. Pursuing the elimination of artefacts, an interactive user interface has been developed in C# programme allowing to improve the quality and preserve the diagnostically important regions of the images based on appropriate application of genuine filtering methods. Included as a supportive element of this software is a detailed catalogue of MR artefacts providing circumstantial account of all artefact groups in conjunction with its online implementation in the form of an educational environment.

**Keywords:** image artefacts, MR modality, diagnostics, user interface, C# programme, filtering methods, educational environment

## Seznam použitých zkratek a symbolů

Uvedený abecední seznam obsahuje vysvětlení zkratek ze všech sekcí této práce. Doplnující symboly a zkratky jsou dle potřeby vysvětleny v sekcích, ke kterým jsou vztaženy.

ADC	–	A/D převodník
A-P	–	orientační směr předozadní (Anterior-to-Posterior)
$B_0$	–	hlavní magnetické pole [T]
$B_1$	–	RF pole sloužící k excitaci spinů [ $\mu\text{T}$ ]
BW	–	bandwidth; šířka pásma
$c$	–	fázová rychlost elektromagnetického vlnění ( $2.99792458 \times 10^8 \text{ ms}^{-1}$ )
CLEAR	–	Constant LEvel AppeaRance
CS	–	chemical shift; chemický posun
CSE	–	Conventional Spin-Echo
CSM	–	cerebrospinální (mozkomíšní) mok
$\delta_{\text{CS}}$	–	velikost chemického posunu [ppm]
DWI	–	Diffusion Weighted Imaging; difúzně vážené zobrazování
$e$	–	Eulerovo číslo; $e = 2.718281828\dots$
EPI	–	Echo Planar Imaging
$\epsilon$	–	elektrická permitivita [ $\text{F m}^{-1}$ ]
$\epsilon_r$	–	bezrozměrná relativní permitivita
$\epsilon_0$	–	permitivita vakua ( $8.854187817 \times 10^{-12} \text{ F m}^{-1}$ )
ETSE	–	Echo-Train Spin-Echo
$f_{\text{max}}$	–	horní Nyquistova frekvence
$f_{\text{min}}, -f_{\text{max}}$	–	spodní Nyquistova frekvence
$f_{\text{seen}}$	–	pozorovaná frekvence
$f_{\text{real}}$	–	skutečná frekvence
$f_{\text{Nyquist}}$	–	Nyquistova frekvence
FA	–	Flip Angle; excitační úhel
FID	–	Free Induction Decay
FLAIR	–	Fluid-Attenuated Inversion Recovery
FLASH	–	Fast Low Angle SHot

FOV	–	field of view; pole viditelnosti
FOV <sub>FE</sub>	–	velikost pole viditelnosti ve směru FE
FOV <sub>PE</sub>	–	velikost pole viditelnosti ve směru PE
FOV <sub>SS</sub>	–	velikost pole viditelnosti ve směru SS
fMRI	–	funkční zobrazování magnetickou rezonancí
FSE	–	Fast Spin-Echo
FWHM	–	Full Width (at) Half Maximum
$\Delta f_{FE}$	–	frekvenční vzdálenost/CS ve směru frekvenčního kódování
$\Delta f_{PE}$	–	frekvenční vzdálenost/CS ve směru fázového kódování
$\Delta f_{SS}$	–	frekvenční vzdálenost/CS ve směru výběru vrstvy
FIR	–	Finite Impulse Response
$G_{FE}$	–	gradient/směr frekvenčního kódování
$G_{PE}$	–	gradient/směr fázového kódování
$G_{SS}$	–	gradient/směr výběru vrstvy
$\Delta G_{FE}$	–	vzdálenost (délka) směru frekvenčního kódování
$\Delta G_{PE}$	–	vzdálenost (délka) směru fázového kódování
$\Delta G_{SS}$	–	vzdálenost (tloušťka) vrstvy
GMN	–	Gradient Moment Nulling
GMR	–	Gradient Moment Rephasing
GRE	–	Gradient-Recalled Echo
$\gamma$	–	gyromagnetický poměr [MHz/T]
HASTE	–	Half-Fourier Acquired Single-Shot Turbo Spin-Echo
$\chi_m$	–	magnetická susceptibilita
IR	–	Inversion Recovery
$\Delta k$	–	vzorkovací perioda
$k_x, k_y$	–	souřadnice datového bodu v k-prostoru
L-P	–	orientační směr zleva doprava
$\mu$	–	magnetická permeabilita [ $\text{H m}^{-1}$ ], někdy též ekvivalentně [ $\text{N A}^{-2}$ ]
$\mu_r$	–	bezrozměrná relativní permeabilita
$\mu_0$	–	permeabilita vakua ( $4\pi \times 10^{-7} \text{ H m}^{-1}$ )
$M_x, M_y, M_z$	–	složky spinové magnetizace

MR	–	magnetická rezonance
MRI	–	zobrazování magnetickou rezonancí
MRA	–	MR angiografie
MRS	–	MR spektroskopie
MTC	–	Magnetisation Transfer Contrast
$\omega_0$	–	úhlová frekvence Larmorovy precese [ $\text{rad s}^{-1}$ ]
$N_{\text{FE}}$	–	počet kroků frekvenčního kódování
$N_{\text{PE}}$	–	počet kroků fázového kódování
$N_{\text{SS}}$	–	počet kroků výběru vrstvy
$N_s$	–	number of slices; počet řezů
NEX	–	počet excitací
NSA	–	počet akvizic
PDW	–	spin/proton density weighted; PD vážený obraz
$\pi$	–	Ludolfovo číslo; $\pi = 3.141592654 \dots$
PNS	–	periferní nervová soustava
PROPELLER	–	Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction
RF	–	radiofrekvence; radiofrekvenční
S-I	–	orientační směr shora dolů (Superior-to-Inferior)
SAS	–	Susceptibility Artefact Size; velikost susceptibilního artefaktu
SENSE	–	SENSitivity Encoding
SCIC	–	Surface Coil Intensity Correction
sinc	–	sinus cardinalis; (ne)normovaná funkce sinus
SNR	–	poměr signál-šum
SSFSE	–	Single-Shot Fast Spin-Echo
ST	–	Scan Time; doba skenu
STIR	–	Short $T_1/\tau$ Inversion Recovery
$T_1$ W-FFE	–	$T_1$ W Fast Field Echo
$T_p$	–	perioda srdečního rytmu
$T_R$	–	čas mezi jednotlivými RF impulsy
$T_{\text{Reff}}$	–	efektivní doba $T_R$



$T_E$	–	čas echa; doba od excitace po relaxaci
$T_{E_{\text{eff.}}}$	–	efektivní doba $T_E$
$T_1$	–	spin-mřížková relaxační doba [ms nebo s] reprezentující obrazový kontrast; krátké $T_R$ a $T_E$
$T_2$	–	spin-spinová relaxační doba [ms nebo s] reprezentující obrazový kontrast; dlouhé $T_R$ a $T_E$
$T_2^*$	–	strmá relaxační konst. vlivem nehomogenit $B_0$
$T_1 W$	–	$T_1$ vážený obraz
$T_2 W$	–	$T_2$ vážený obraz
T	–	Tesla (jednotka intenzity $B_0$ )
TCS	–	Tethered Cord Syndrome (syndrom fixované míchy)
TFSE	–	Turbo Fast Spin-Echo
TI	–	Inversion Time; inverzní doba [ms nebo s]
UTE	–	Ultrashot TE; sekv. s ultra krátkým $T_E$
$\varphi_{\text{seen}}$	–	pozorovaná fáze
$\Delta \varphi_{\text{susc}}$	–	fázová změna vlivem rozdílu v susceptibilitách
$\phi$	–	označení pro magický úhel
$\Delta \Phi_m$	–	změna magnetického toku
VKP	–	vitální kapacita plic

# Obsah

<b>1</b>	<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Katalog artefaktů při zobrazování MR</b>	<b>2</b>
2.1	Artefakty zpracování obrazu . . . . .	2
2.2	Mechanické a fyziologické vlivy pacienta . . . . .	45
2.3	Nehomogenita RF pole . . . . .	56
2.4	Hlavní magnetické pole $B_0$ . . . . .	64
2.5	Magnetická susceptibilita . . . . .	69
2.6	Chyby HW zpracování . . . . .	74
2.7	Artefakt stojatých vln ( $B_1$ klenutí, field-focusing efekt, dielektrický efekt) . . . . .	85
2.8	Proudění tekutých látek . . . . .	93
<b>3</b>	<b>Praktická část</b>	<b>113</b>
3.1	Filtrace snímků pomocí SW „ArteRed“ . . . . .	114
3.2	Internetové výukové prostředí . . . . .	123
<b>4</b>	<b>Závěr</b>	<b>125</b>
<b>5</b>	<b>Přílohy</b>	<b>126</b>
5.1	Generování artefaktů na fantomu . . . . .	126
5.2	Software „ArteRed“ . . . . .	127
<b>6</b>	<b>Reference</b>	

## Seznam tabulek

2.0.0.1 Vlivy změn hlavních zobrazovacích parametrů. . . . .	2
2.1.4.1 Velikosti chemických posunů a důsledky změn zobrazovacích parametrů. . . . .	16
2.1.5.1 Doby $T_E$ pro různé intenzity $B_0$ . . . . .	25

## Seznam obrázků

2.1.1	Grafické schéma aliasingu ve směru $G_{FE}$	3
2.1.2	Fázové umístění spinů	5
2.1.3	Natočení fázového vektoru spinů	5
2.1.4	Wrap-around artefakt ve směru $G_{PE}$	5
2.1.5	Aliasing ve směru $G_{PE}$ (lumbální páteř)	6
2.1.6	Aliasing ve směru $G_{SS}$ (abdomen)	6
2.1.7	Grafické schéma aliasingu ve směru $G_{SS}$	7
2.1.8	Zdvojnásobení zobrazovací matice	7
2.1.9	Aliasing u radiálního/spirálního náběru dat	8
2.1.10	„Top-of-head“ artefakt	9
2.1.11	Mřížkování v radiálním zobrazování	9
2.1.12	Aliasingový artefakt u spirálního skenu fantomu.	9
2.1.13	Aliasing u PROPELLER náběru	9
2.1.14	Aliasing při použití malého množství špalků	10
2.1.15	Aliasing při použití velkého množství špalků	10
2.1.16	Aliasing typu „X“	11
2.1.17	Schéma efektu záporného stínění	12
2.1.18	Schéma MR spektrometru	13
2.1.19	Spektrogram s maximálními RF odezvami	14
2.1.20	Množství informací v Hz/px	16
2.1.21	Schéma chybné prostorové registrace	16
2.1.22	Chemický posun 1. typu (intervertebrální disky)	17
2.1.23	Chemický posun 1. typu (ledvina)	17
2.1.24	Chemický posun 1. typu (fossa cranialis posterior)	18
2.1.25	Princip chemického posunu ve směru $G_{FE}$	19
2.1.27	Chemický posun 1. typu ve směru $G_{SS}$	20
2.1.29	Chemický posun 2. typu (abdomen)	22
2.1.30	Grafické modely chemického posunu 2. typu	23
2.1.31	Srovnání snímku in-phase vs. out-of-phase	24
2.1.32	Bounce point artefakt (mozek a CSM)	26
2.1.33	Bounce point artefakt (grafické znázornění)	26
2.1.34	Bounce point artefakt (ledvina)	27
2.1.35	Grafické znázornění truncačního artefaktu	28

2.1.36	Formy truncačného artefaktu . . . . .	29
2.1.37	Truncační artefakt (pseudopíštěl) . . . . .	30
2.1.38	Symetrické a asymetrické vzorkování echa . . . . .	31
2.1.39	Truncační artefakt po asymetrickém vzorkování echa . . . . .	32
2.1.40	Filtrace snímku pro eliminaci truncačného artefaktu . . . . .	32
2.1.41	Truncační artefakt ve 3D . . . . .	33
2.1.42	Reformátovaný snímek s truncačným artefaktem ve 3D . . . . .	33
2.1.43	Efekt částečného objemu (mozek) . . . . .	35
2.1.44	Artefakt částečného objemu a jeho kompenzace . . . . .	36
2.1.45	Efekt částečného objemu a velikosti voxelů . . . . .	37
2.1.46	Efekt částečného objemu (schéma orientace řezu vůči cévě) . . . . .	38
2.1.47	Fourierova transformace RF impulzů . . . . .	39
2.1.48	Cross-talk artefakt (průběhy RF impulzů) . . . . .	39
2.1.49	Cross-talk artefakt (schématické znázornění vlivu intersekčních mezer) . . . . .	40
2.1.50	Cross-talk artefakt (velikosti intersekčních mezer) . . . . .	40
2.1.51	Slice-overlap artefakt . . . . .	42
2.1.52	„Out-of-slice“ kontaminace (fantom) . . . . .	42
2.1.53	$T_2$ -blurring (schéma filtrace k-prostoru) . . . . .	43
2.1.54	Pseudo-edge enhancement (grafické vysvětlení) . . . . .	43
2.2.1	Respirační pohyb u různých sekvencí . . . . .	46
2.2.2	Srovnání periodického a aperiodického pohybu . . . . .	46
2.2.3	Vznik pohybového artefaktu během inspiria a expiria . . . . .	47
2.2.4	Srovnání artefaktů „ghosting“ a „smearing“ . . . . .	48
2.2.5	Eliminace artefaktu po rekonstrukci LOTA algoritmem . . . . .	49
2.2.6	Záměna směrů $G_{FE}$ a $G_{PE}$ . . . . .	50
2.2.7	Schéma EKG hradlování . . . . .	51
2.2.8	Pohybový artefakt s a bez užití EKG hradlování . . . . .	52
2.2.9	Respirační hradlování a jeho přednosti . . . . .	52
2.2.10	Magický úhel (ramenní šlacha) . . . . .	55
2.2.11	Magický úhel (dlaň) . . . . .	55
2.3.1	Externí RF interference . . . . .	57
2.3.2	„Star“ artefakt . . . . .	58
2.3.3	Zipovitý artefakt . . . . .	59
2.3.4	Průraz RF signálu . . . . .	59
2.3.5	Annefact (cusp) artefakt . . . . .	60

2.3.6	Přetížení RF přijímače . . . . .	61
2.3.7	Halo efekt a jeho vzhled . . . . .	61
2.3.8	Špatná kalibrace přijímače . . . . .	62
2.3.9	FID artefakt . . . . .	63
2.3.10	Stimulované echo . . . . .	64
2.4.1	Zkreslení intenzity signálu (lumbální páteř) . . . . .	65
2.4.2	Distorze magnetického pole (aneurysmatická cévní svorka) . . . . .	65
2.4.3	Neefektivní saturace protonových spinů . . . . .	66
2.4.4	Moiré interference (hrudní oblast) . . . . .	67
2.4.5	Moiré artefakt (fantom) . . . . .	67
2.4.6	Vliv Levenberg-Marquardtova algoritmu na bias pole . . . . .	68
2.4.7	Fuzzy algoritmus pro eliminaci bias pole . . . . .	69
2.5.1	Velikost metal artefaktu dle chemického složení kloubní protézy . . . . .	71
2.5.2	Signálová ztráta a geometrická distorze . . . . .	71
2.5.3	Susceptibilní artefakt vlivem feromagnetika . . . . .	72
2.5.4	Projevy rozdílné magnetické susceptibility . . . . .	73
2.5.5	Metal artefakt a geometrická distorze (katetr) . . . . .	73
2.5.6	Srovnání vlivu sekvencí na metal artefakt . . . . .	74
2.5.7	„Blooming-ball“ artefakt . . . . .	75
2.6.1	Centrální bod s jemným truncačním artefaktem . . . . .	76
2.6.2	Centrální bod vlivem FT DC offsetu . . . . .	76
2.6.3	Artefakt RF kvadratury . . . . .	77
2.6.4	Spike a criss-cross artefakt . . . . .	78
2.6.5	Spike podobný pohybovému artefaktu . . . . .	79
2.6.6	Spike v k-prostoru a po rekonstrukci . . . . .	79
2.6.7	Vliv špatně kalibrovaného gradientu . . . . .	80
2.6.8	Geometrická distorze vlivem špatné kalibrace cívek . . . . .	80
2.6.9	Schematická vizualizace gradientního artefaktu . . . . .	80
2.6.10	Poruchy a kompenzace gradientních cívek . . . . .	81
2.6.11	Schématické znázornění vířivých proudů . . . . .	82
2.6.12	Nyquist $N/2$ ghosting artefakt . . . . .	83
2.6.13	Vliv vířivých proudů na průběh gradientního impulsu . . . . .	83
2.6.14	SNR pro cívky o různých velikostech . . . . .	84
2.6.15	Vliv SCIC algoritmu na snímek . . . . .	85
2.7.1	Změna vlnové délky RF impulsu při zvětšení $B_0$ . . . . .	89



2.7.2	Dielektrický efekt u různých intenzit $B_0$ . . . . .	90
2.7.3	Typy dielektrických vložek . . . . .	91
2.7.4	Artefakt dielektrika (ovaria) a jeho rektifikace . . . . .	92
2.8.1	Formy proudění tělních tekutin . . . . .	94
2.8.2	Schematické vysvětlení TOF fenoménu . . . . .	95
2.8.3	Signálová ztráta a signálový zisk . . . . .	95
2.8.4	Ztráta signálu vlivem průtoku . . . . .	96
2.8.5	Flow-related enhancement . . . . .	97
2.8.6	„In-flow“ efekt (kyčelní žíly, SE) . . . . .	97
2.8.7	„In-flow“ efekt (karotidy, GRE) . . . . .	97
2.8.8	Vysokorychlostní ztráta signálu . . . . .	98
2.8.9	Schematické znázornění „spin-phase“ efektu . . . . .	99
2.8.10	Příklad „spin-phase“ artefaktu . . . . .	99
2.8.11	Intravoxelové rozfázování (schéma) . . . . .	100
2.8.12	Rozfázování lichého echa a sfázování sudého echa . . . . .	101
2.8.13	Schématické znázornění závislosti fázového zisku na čase . . . . .	102
2.8.14	Diastolické pseudo-hradlování . . . . .	103
2.8.15	Špatná prostorová registrace průtoku s refokusací . . . . .	104
2.8.16	Špatná prostorová registrace průtoku . . . . .	104
2.8.17	Schématické vysvětlení chyby v prostorové registraci signálu . . . . .	105
2.8.18	Soběžný a protiběžný tok (schéma) . . . . .	106
2.8.19	Kompenzační techniky průtokových artefaktů (kolenní kloub) . . . . .	106
2.8.20	Kompenzace toku pomocí GMN . . . . .	107
2.8.21	Další aplikace GMN techniky . . . . .	107
2.8.22	Limitace GMN techniky . . . . .	108
2.8.23	Saturační techniky pro eliminaci průtokových jevů . . . . .	109
2.8.24	Venózní a arteriální suprese toku . . . . .	109
2.8.25	Paralelní saturace (princip a aplikace) . . . . .	110
2.8.26	„Travelling“ saturace (schematický princip) . . . . .	111
2.8.27	Tkáňově selektivní saturační technika STIR . . . . .	111
2.8.28	Záměna $G_{PE}$ a $G_{FE}$ pro eliminaci průtokového artefaktu . . . . .	112
3.1.1	ArteRed – vzhled uživatelského prostředí . . . . .	114
3.1.2	Logaritmická transformace . . . . .	115
3.1.3	Roztažení kontrastu . . . . .	116
3.1.4	Ekvalizace histogramu . . . . .	117

3.1.5	Mediánová filtrace . . . . .	118
3.1.6	Detekce hran (Laplacian of Gaussian) . . . . .	119
3.1.7	SG filtrace data setu (1) . . . . .	121
3.1.8	SG filtrace data setu (2) . . . . .	122
3.2.1	Webová stránka s platformou Xerte . . . . .	123
3.2.2	Ukázka interaktivního popisu truncačného artefaktu . . . . .	124
3.2.3	Ukázka interaktivního popisu wrap-around artefaktu . . . . .	124
5.1.1	MR kompatibilní fantom . . . . .	126
5.1.2	Suscetibilní artefakt (experiment) . . . . .	127

## 1 Úvod

Rozvoj zobrazovacích systémů lze v horizontu uplynulých dekád označit za převratný. Například v kardiologii umožňují sofistikované algoritmy 3D vyhodnocení kontraktility srdeční svaloviny v rámci vyšetření magnetickou rezonancí. Multi-dimensionální objemová vizualizace medicínských dat získaných pomocí nejpoužívanějších tomografických modalit v moderní diagnostice, mezi něž patří přístroj magnetické rezonance (MR) a počítačový tomograf (CT), umožňuje zobrazení skeletu, vnitřních orgánů a mozku, což je v současné zdravotnické péči považováno za rutinní standard.

S globálním pokrokem v technologii a vývojem lékařských diagnostických přístrojů pro vyšetření pacientů se zvyšují i nároky na zkvalitnění výsledného obrazu s cílem dosáhnout maximální efektivity pro stanovení diagnóz s exaktně diferencovatelným znázorněním patologických jevů, popřípadě kontinuálních morfologických změn tkání v období po intervenčních zákrocích. Následující text má za úkol pojednat výhradně o artefaktech, jež jsou na snímcích vyvolaných MR modalitou přítomny v důsledku interních či externích fyzikálních vlivů. Z důvodu zachování přiměřeného rozsahu dokumentu zde není pojednáno o hardwarovém a konstrukčním řešení magnetické rezonance, nýbrž výhradně o softwarové stránce, zpracování obrazu a procesech rekonstrukce signálu na transformovaný, lékařem vyhodnotitelný snímek.

Dále je tato práce omezena pouze na charakteristické prvky snímků z *nativních* vyšetření, zahrnujících nutnost administrace jakýchkoliv kontrastních látek pro specifické rozlišení tkání. Pro efektivní využití tohoto dokumentu se předpokládá důkladná znalost fundamentálních fyzikálních principů, týkajících se fenoménu magnetické rezonance, jež zde nejsou podrobně obsaženy. Vzhledem k této skutečnosti by mohlo být studium tohoto katalogu pro laickou veřejnost velmi složité. Veškeré informace o fyzikálních principech magnetické rezonance, vlastnostech RF cívek a vlivech změn zobrazovacích parametrů na samotný výsledek akvizice lze nalézt v příručkách: [1–5]. Široká databáze snímků s nejhojněji se vyskytujícími artefakty je k nahlédnutí v odborných publikacích: [6, 7].

Praktická část práce má za úkol seznámit čtenáře se zbrusu-novým uživatelským prostředím, vyvinutým za účelem rektifikace snímků, poskytnout možnost nahlédnutí do vývoje on-line elektronické databáze artefaktů a v neposlední řadě také zhlédnout výsledky analýzy aplikace různých filtrů na snímky.

## 2 Katalog artefaktů při zobrazování MR

Existuje rozsáhlá skupina artefaktů, rutinně se vyskytujících na MR snímcích z mnoha technologických důvodů. Jejich původ nelze určit jednoznačně dle předchozí zkušenosti – zatímco výskyt některých artefaktů je specifikován dle technického stavu tomografu, většina představuje přirozenou součást samotné zobrazovací metody. Následující sekce má za úkol detailně popsat příčinu artefaktů, jejich charakteristické vyobrazení, efekt na diagnostiku a dostupné možnosti pro potlačení či úplné odstranění těchto nežádoucích vyobrazení. Rozdělení artefaktů do jednotlivých skupin bylo částečně inspirováno kategorizací uvedenou v publikaci MRI: The Basics [1].

Tabulka č. 2.0.0.1 má za úkol shrnout stěžejní důsledky modifikací klíčových zobrazovacích parametrů na SNR, rozlišení snímku a dobu jeho akvizice.

Parametr	Změna	Rozlišení	SNR	Doba skenu
FOV <sub>FE</sub>	↓	↑	↓	beze změny
FOV <sub>PE</sub>	↓	↑	↓	↓
Tloušťka řezu	↓	↑	↓	beze změny
Matice ( $G_{FE}$ )	↑	↑	↓	beze změny
Matice ( $G_{PE}$ )	↑	↑	↓	↑
NEX	↑	beze změny	↑	↑
BW	↓	beze změny	↑	beze změny

Tabulka 2.0.0.1: Vlivy změn hlavních zobrazovacích parametrů.

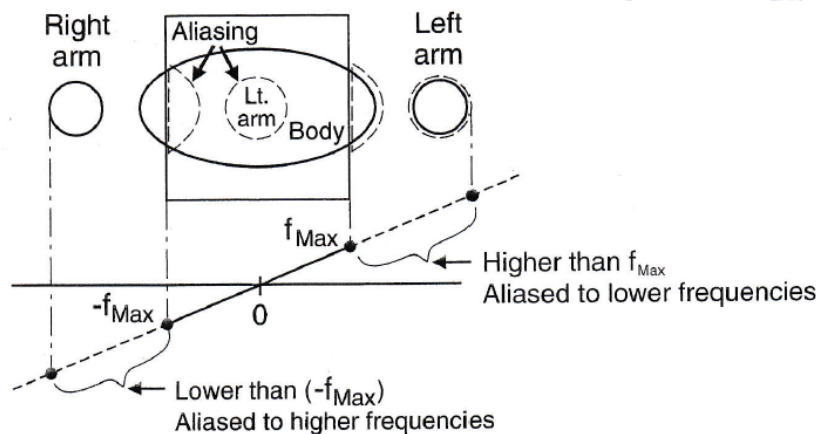
### 2.1 Artefakty zpracování obrazu

Před vytvořením výsledného snímku musí být vyslaný signál z protonových spinů zpracován několika matematickými algoritmy a kódovacími jednotkami. Stěžejní fáze zpracování analogového signálu je jeho vzorkování a převádění na opticky viditelný digitální obraz s rozlišitelnými anatomickými strukturami a prostorovým rozsahem odpovídajícím velikostem vektorových řádků v k-prostoru před Fourierovou transformací. Artefakty této skupiny se vyznačují značnou citlivostí na změny zobrazovacích parametrů dané akvizice.

### 2.1.1 Aliasing (wrap-around)

Jako aliasing je popisováno zobrazení skenovaných anatomických struktur přesahujících velikost FOV ve výsledném snímku. Hlavní příčinou je zvolení FOV menšího, než je velikost zobrazovaného objektu, což odpovídá menší digitalizační rychlosti (podvzorkování) signálové odezvy. V terminologii Fourierovy transformace to znamená, že vzorkovací interval  $\Delta k$  pro ADC je nedostatečný, sloupce spinových vektorů mimo FOV jsou podvzorkovány, Nyquistův teorém není dodržen a FT zpracuje hodnoty signálové odezvy interferenčních struktur ve vztahu k frekvenčním či fázovým posunům definovaným FOV [8–10].

**Aliasing ve směru  $G_{FE}$**  Je-li aplikován gradient ve směru frekvenčního kódování ( $G_{FE}$ ) s maximální frekvencí ( $f_{max}$ ) na jednom konci FOV a s minimální frekvenční hranicí na konci druhém ( $f_{min}$ ) (Nyquistovy frekvence), pak všechny kmitočty, nacházející se mimo FOV, nemohou být detekovány správně. Gradient se na konci FOV nezastaví, nýbrž zasahuje do oblastí s dalšími magnetickými poli. V důsledku expozice okolních tkání mimo FOV dojde ke generování frekvencí vyšších než  $f_{max}$ , nebo v opačném případě nižších než  $f_{min}$ . Počítačová jednotka rozezná frekvence, na kterých protonové spiny oscilují mimo FOV, nekorektně. Všechny frekvence vyšší než  $f_{max}$  jsou přeneseny aliasingem na jednu z frekvencí, která je určena šířkou pásma (viz obr. 2.1.1).



Obrázek 2.1.1: Pro dané FOV a sílu gradientu představují  $f_{max}$  a  $-f_{max}$  okraje FOV. Struktury nacházející se za těmito hraničními frekvencemi budou aliasingem překlomeny do frekvencí uvnitř FOV [1].

Vnímanou frekvenci lze tedy matematicky popsat jako skutečnou frekvenci, na které se objekt nachází, subtrahovanou dvojnásobkem Nyquistovy frekvence. Struktury ležící mimo FOV jsou „překlopeny“ na druhou stranu obrazu. Finální pozici překlopení lze zjistit z následující rovnice:

$$f_{\text{seen}} = f_{\text{real}} - 2 \cdot f_{\text{Nyquist}} \quad (2.1.1.1)$$

Předpokládejme, že frekvenční šířka pásma je 40 kHz. Máme-li střed FOV umístěn na nulové frekvenci, maximální frekvence je  $f_{\text{max}} = 20\text{kHz}$  a minimální frekvence je  $-f_{\text{max}} = -20\text{kHz}$ . Je-li objekt (paže vyšetřované osoby) umístěn na frekvenci mimo FOV (21 kHz), pak bude překlopen na vnímanou frekvenci o velikosti  $-19\text{kHz}$ :

$$f_{\text{seen}} = 21\text{kHz} - (2 \cdot 20\text{kHz}) = -19\text{kHz}$$

**Aliasing ve směru  $G_{\text{PE}}$**  Ve směru fázového kódování ( $G_{\text{PE}}$ ) se rovněž wrap-around artefakty objeví v případě, že FOV je v daném směru příliš zkráceno. Počet kroků fázového kódování je přímo vztahen k době akvizice, kterou lze zkrátit právě zmenšením FOV ve směru fázového kódování. Je-li vytvořeno tzv. obdélníkové FOV s příliš krátkým rozsahem směru fázového kódování, pak se artefakt v tomto směru projeví (viz obr. 2.1.5).

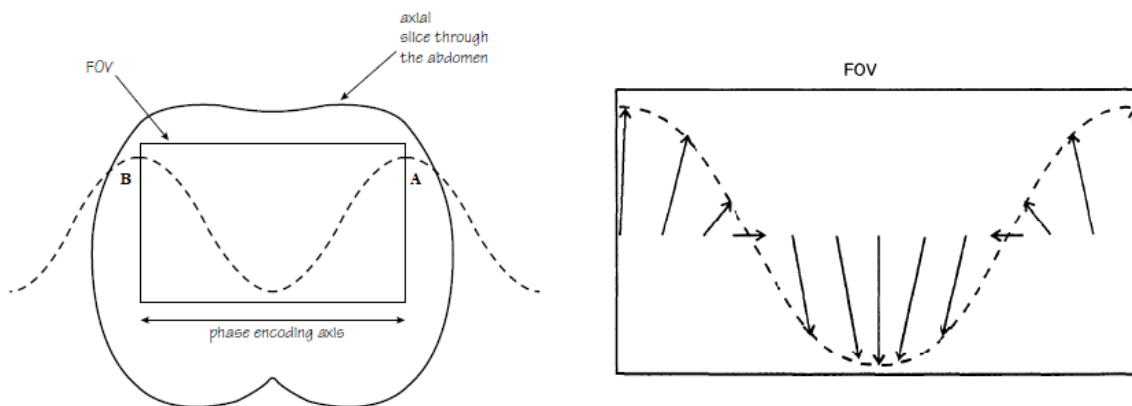
Fáze emitovaného signálu nabývá hodnot od  $0^\circ$  do  $360^\circ$ , což si lze představit jako „fázovou křivku“, opakovanou na každém konci FOV ve směru fázového kódování (viz obr. 2.1.2). Kvůli omezenému počtu fázových hodnot osciluje protonový spin „A“ ve stejné fázi jako protonový spin „B“, protože se nachází na stejné pozici trajektorie „fázové křivky“. Z důvodu této duplikace fázových hodnot pro struktury vně a uvnitř FOV dochází k podvzorkování a wrap-around artefaktu [11, 12].

Na specifickém FOV detekuje MR skener celý rozsah možných fázových posunů od  $-180^\circ$  do  $+180^\circ$ . Struktury nacházející se mimo FOV ve směru fázového kódování obsahují protonové spiny s fázemi mimo rozsah jedné periody „fázové křivky“ (viz obr. 2.1.4).

Analogicky k výpočtu vnímané frekvence lze provést výpočet vnímaného fázového posunu, se kterým se artefakt zobrazí. Například spiny s fázovým posunem  $200^\circ$  na jedné straně FOV ve směru  $G_{\text{PE}}$  budou ve skutečnosti umístěny na druhé straně FOV s fázovým posunem  $-160^\circ$ , jak dokazuje následující výpočet [12, 14]:

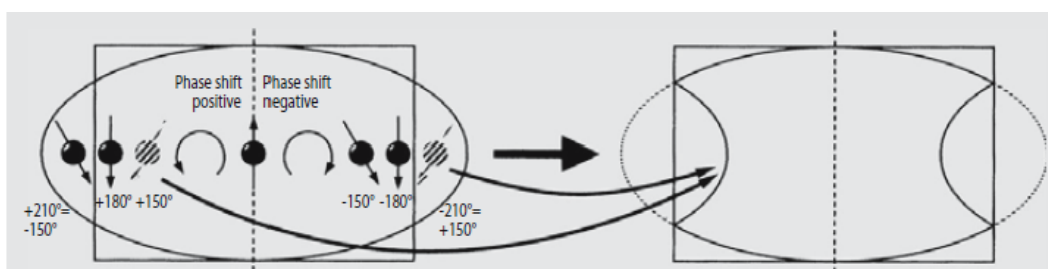
$$\varphi_{\text{seen}} = 200^\circ - 2 \cdot 180^\circ = -160^\circ. \quad (2.1.1.2)$$





Obrázek 2.1.2: Stejná fáze spinů „A“ i „B“ [11].

Obrázek 2.1.3: Natočení fázového vektoru spinů ve směru trajektorie „fázové křivky“ [13].

Obrázek 2.1.4: Wrap-around artefakt ve směru  $G_{PE}$ . Struktury mimo FOV jsou překlapané do fázového posunu v rozmezí FOV [12].

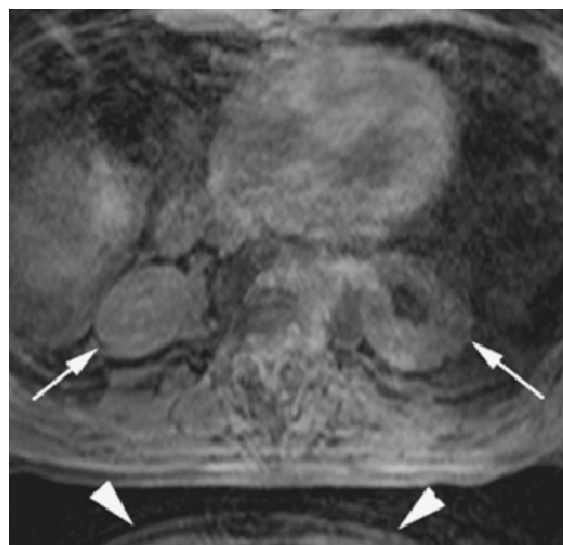
**Aliasing ve směru  $G_{SS}$**  Ve 3D zobrazování je aliasing principiálně srovnatelný s 2D zobrazováním, protože fázové kódování je využíváno pro diferenciaci řezů ve směru výběru vrstvy ( $G_{SS}$ ) s nedokonalým RF impulzem v tomto směru. Dochází k překlapaní celých řezů, kdy je obvykle poslední řez zobrazen na řezu prvním (viz obr. 2.1.6). Pro eliminaci 3D wrap-around artefaktu je možné aplikovat další gradientní impuls  $G_{SS}$  během RF excitace, a tím excitovat pouze omezenou část objemu [1, 14].

3D zobrazování je obecně rozdělováno na selektivní a neselektivní. Selektivní zobrazování zahrnuje výběr amplitudy  $G_{SS}$  tak, aby impuls přibližně vyhovoval rozměrům zobrazované anatomické struktury a zvoleného FOV, a nedocházelo tak ke vzniku artefaktů. Rovnice (2.1.1.3) uvádí výpočet velikosti selektivního gradientu, kdy  $\Delta G_{SS}$  je délka vrstvy [15].

$$G_{SS} = \frac{2 \cdot \pi \cdot \Delta f_{SS}}{\gamma \cdot N_{SS} \cdot \Delta G_{SS}} \quad (2.1.1.3)$$



Obrázek 2.1.5: PDW obraz lumbální páteře demonstruje aliasing paží ve směru  $G_{PE}$  (šipky nahore). Pacientovi byl diagnostikován syndrom „fixované“ míchy (TCS) – lipom na obázku dole [1].

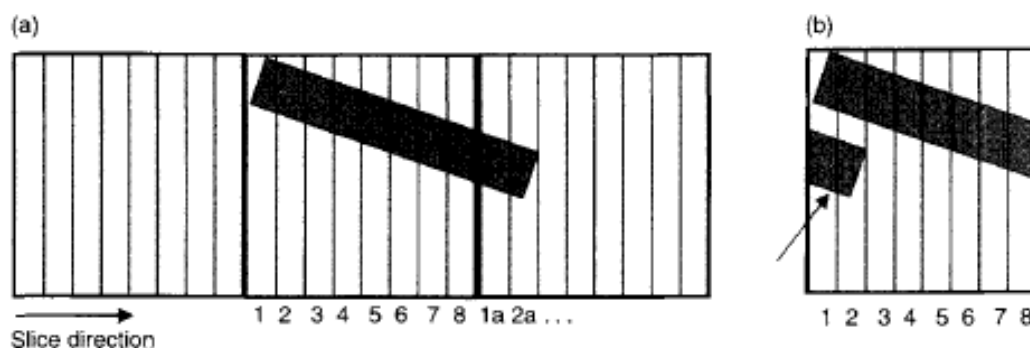


Obrázek 2.1.6: 3D GRE  $T_1W$  obraz abdominální oblasti ukazuje aliasing skenu ledvin do skenu plic ve směru  $G_{SS}$  (šipky). Dole na obrázku došlo k anterioposteriornímu překlopení přední subkutánní tkáně ze spodního abdominálního snímku (hlavy šipek) [1].

Hlavní výhodou neselektivního 3D zobrazování je však velmi krátká doba impulsu (cca 100 ms), zatímco jeho nevýhoda spočívá v nepříznivém vlivu na eliminaci artefaktů (viz obr. 2.1.7) [15].

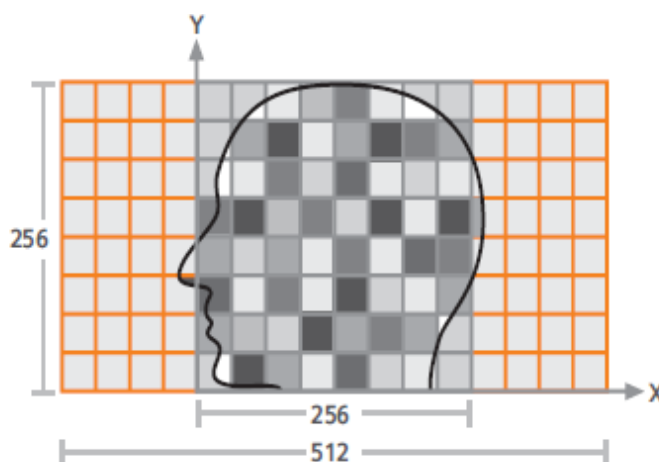
**Metody eliminace wrap-around artefaktu** Zavedením povrchové cívký, velikostně odpovídající dimenzím FOV, prostřednictvím které je omezeno excitaci protonových spinů mimo oblast zájmu, je možné se wrap-around artefaktu vyhnout. Tato cívka je zároveň používána pro zlepšení SNR. Adekvátní zvětšení FOV ve směrech  $G_{FE}$  a  $G_{PE}$  představuje použití slabšího gradientu, zároveň je nutné zdvojnásobit velikost matice pro zachování kvality rozlišení.

Oversampling je možné provést ve frekvenčním směru (NFW = *No Frequency Wrap*), kdy je eliminováno podvzorkování, nebo ve směru fázového kódování, kdy je zvětšen počet fázovacích kroků (*No Phase Wrap*, fázové převzorkování, „fold-over suppression“, „anti-alias“ – názvy na moderních tomografech jsou uváděny u každého výrobce různě) a zdvojnásobeno FOV (viz obr. 2.1.8). Kvůli zdvojnásobenému počtu zpracovávaných maticových vektorů je nastaven počet excitací (NEX) na polovinu za účelem zachování doby skenu a SNR. Doba skenu může být nepatrně zvýšena, protože



Obrázek 2.1.7: U neselektivního 3D zobrazování se aliasing projeví ve směru výběru vrstvy, pokud je objekt rozsahově větší než FOV. (a) Každý svislý obdélník schématicky odpovídá jednomu řezu. Objekt však přesahuje do přilehlé replikace (řezy 1a a 2a), což se projeví wrap-around artefaktem na řezech 1 a 2 ve vrstvě (b) [15].

rekonstrukce je provedena s časovou prodlevou odpovídající polovině doby NEX [1, 16].

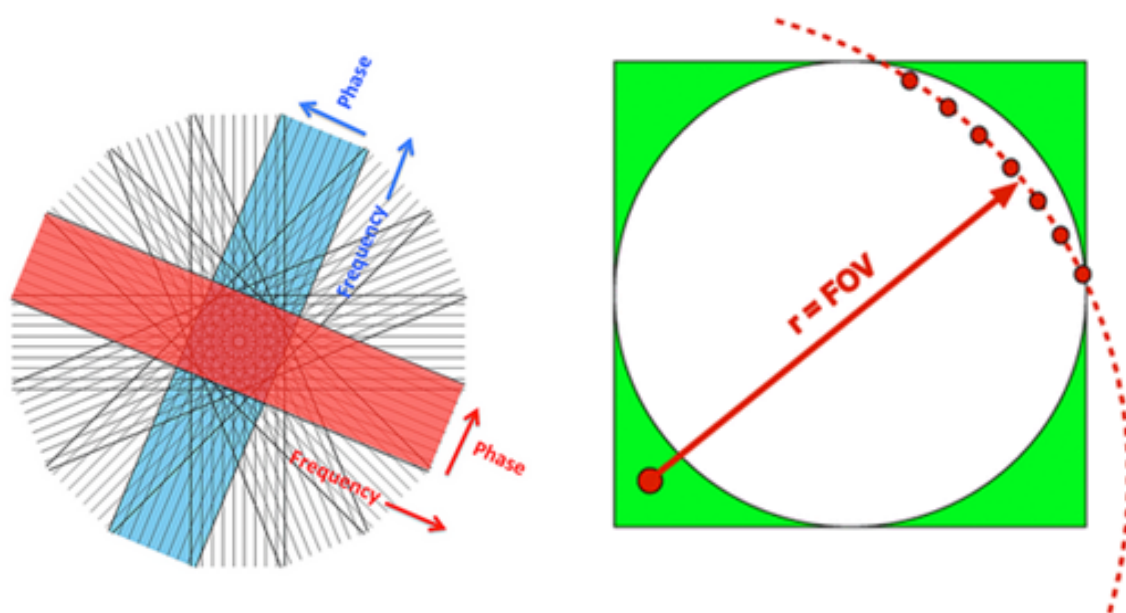


Obrázek 2.1.8: Zdvojnásobením matice (zde z 256 px na 512 px) se lze aliasingu vyhnout [17, 18].

Mezi další možnosti patří upravení pozice centra zobrazovacího pole, záměna směrů frekvenčního a fázového kódování, kdy lze docílit zobrazení artefaktu na jiné části obrazu, nebo použití saturačních impulsů pro eliminaci signálu z okolních tkání [10].

### 2.1.2 Aliasing u specifických sekvencí (PROPELLER)

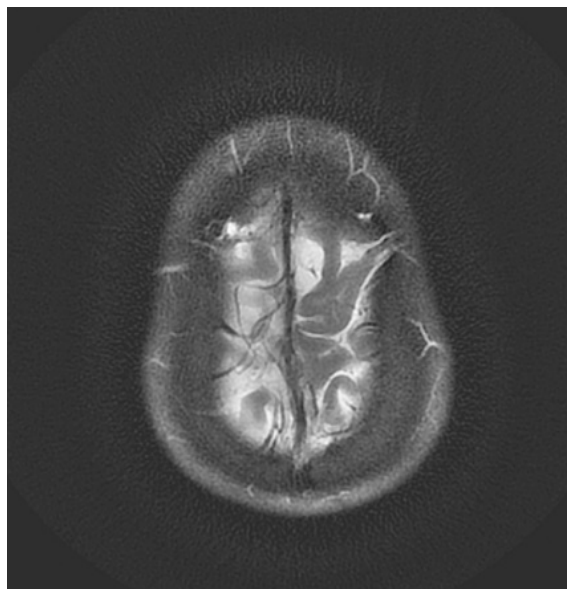
Wrap-around artefakty mohou mít i jiný vzhled než u řádkového (kartézského) snímání. U radiálního a spirálního snímání není zachována pevná poloha os frekvence a fáze vůči hlavním anatomickým směrům (L-P, S-I, atd.) a dochází zde k souvislé změně směru frekvenčního a fázového kódování, přičemž se trajektorie otáčí okolo středu k-prostoru. Aliasing u těchto technik představuje křivočaré pruhy, difuzně rozptýlené po snímku, ačkoliv se mohou objevit také diskrétně uspořádané paprscovité struktury podobné ghosting artefaktu [19].



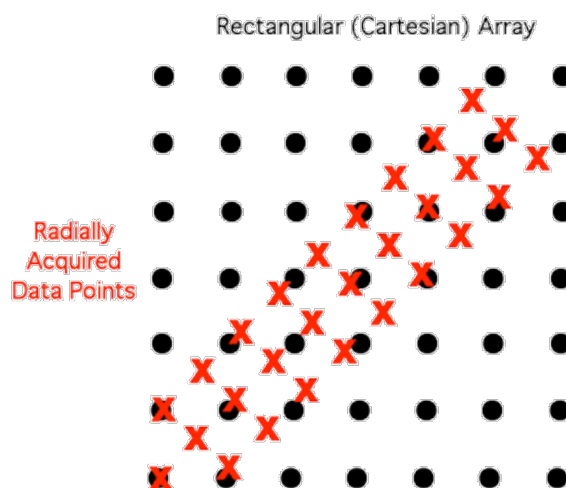
Obrázek 2.1.9: Vlevo: PROPELLER akvizice ukazuje změnu orientace směru  $G_{FE}$  a  $G_{PE}$  v závislosti na otáčení jednotlivých špalků rovnoběžných řádků. Vpravo: Aliasing červeného bodu (vlevo dole) je na snímku replikován jako oblouk [19].

Poněkud odlišný artefakt, sestavený z rozptýlených čmouhovitých struktur, je běžně pozorován na pozadí PROPELLER snímků. Jedná se o rekonstrukční artefakty vzniklé mřížkováním, tedy procesem, kdy datové body získané ze spirálních nebo radiálních technik musí být interpolovány, aby zapadaly do rovnoměrně rozložené obdélníkové řady pro zpracování dat. Interpolační algoritmy a rovnice definující velikost aliasingu vlivem mřížkování jsou podrobně popsány v knize „Handbook of MRI pulse sequences“ [15]. Lineární interpolace způsobí mírné stínění, které může u interpolací vyšších řádů přecházet až na komplexnější oscilace, aliasingem replikované na obraz. Příležitostně se mohou podobat světlým čmouhám na okrajích objektů s vysokou signálovou intenzitou, jako lze

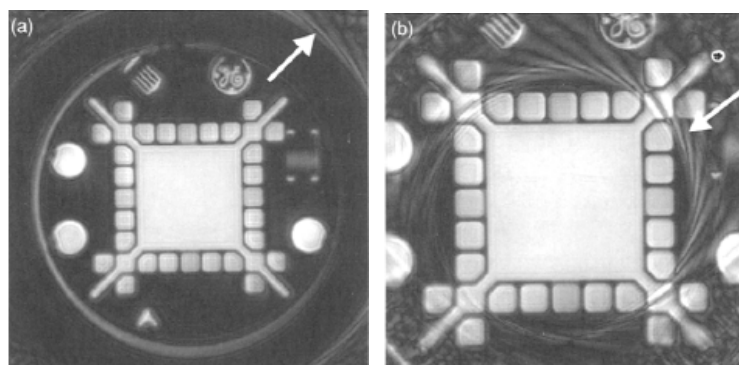
nalézt okolo kostní nebo kovové struktury na CT snímcích [19].



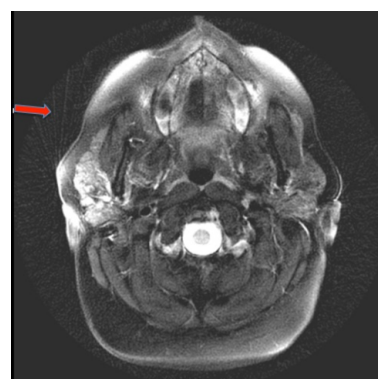
Obrázek 2.1.10: Rozptýlená radiální rekonstrukce s nedostatečným počtem datových bodů. Artefakt se nazývá „top of head“ [19].



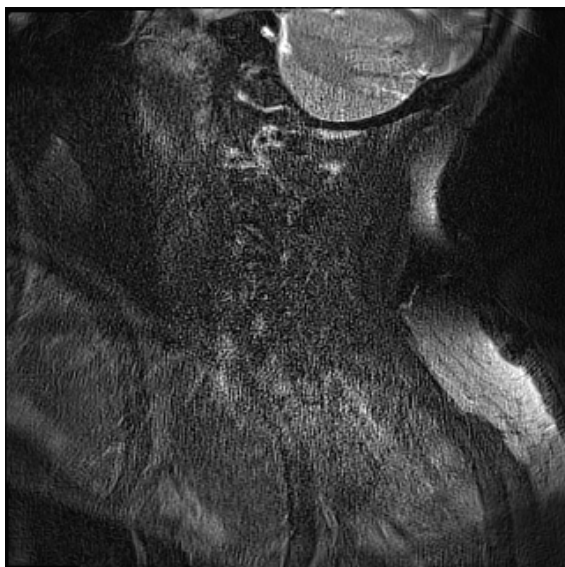
Obrázek 2.1.11: Problém „mřížkování“ v radiálním snímání — získané datové body nesouhlasí s obdélníkovou řadou nutnou pro FT, a tak musí být interpolovány, což vyvolá artefakty (nadmity, aliasing) ve výsledném snímku [19].



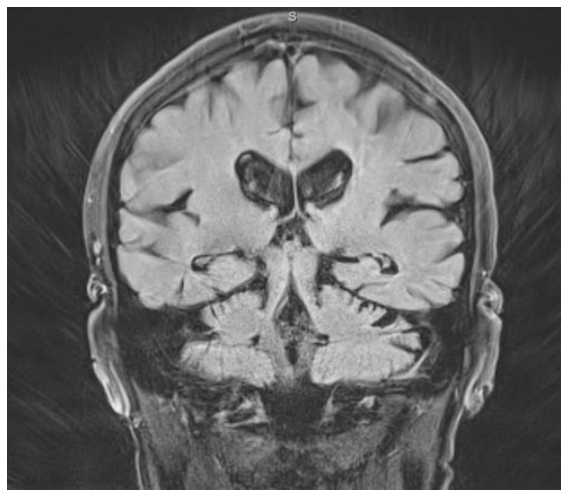
Obrázek 2.1.12: Aliasingový artefakt u spirálního skenu fantomu.  $N_s = 16$ ,  $BW = 62.5$  kHz,  $N_{FE} = 20$  px,  $T_E = 16$  ms. (a)  $FOV = 24$  cm (objekt je velikostně shodný s  $FOV$ ), (b)  $FOV = 16$  cm (objekt je větší než  $FOV$ ) [15].



Obrázek 2.1.13: Jemné šmouhy z oblasti vysoké signálové intenzity na pravé lící tkáni. Snímek z PROPELLER akvizice [19].



Obrázek 2.1.14: Je-li použito relativně málo špalků a malé FOV, pak lze při zobrazování pozorovat několik aliasingem replikovaných snímků ze zadní části hlavy [19].

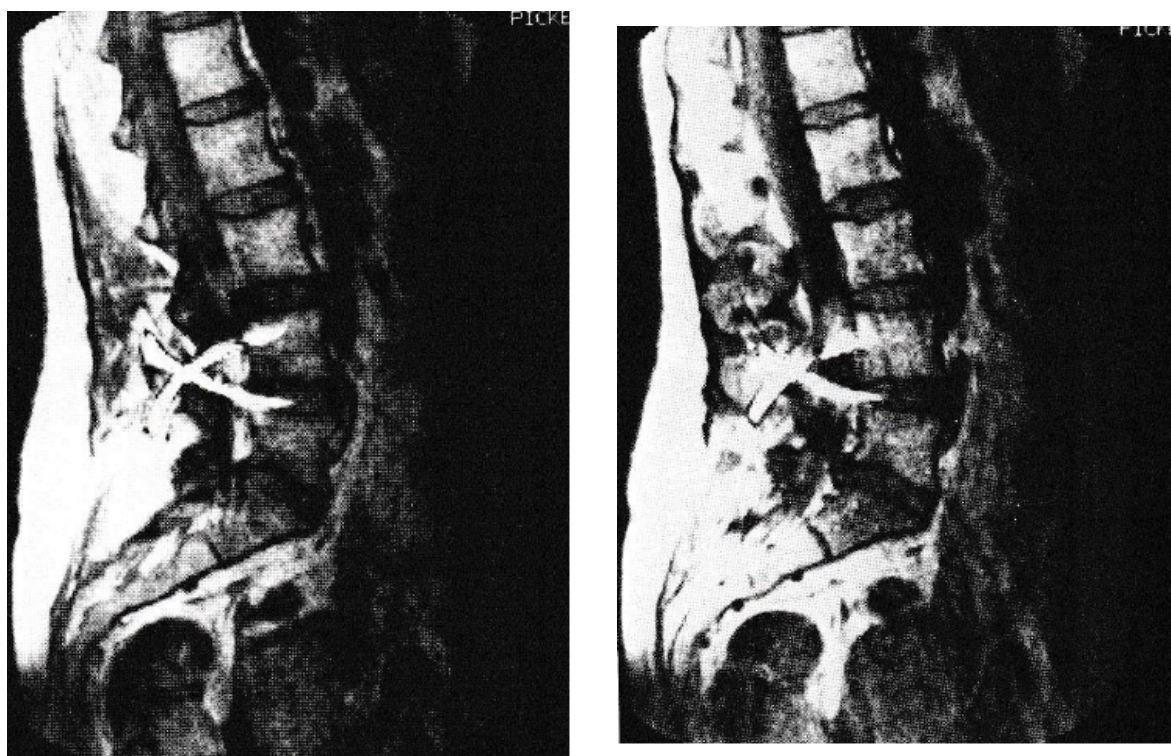


Obrázek 2.1.15: Použitím více špalků jsou aliasingové artefakty rozptýleny mnohem hojněji [19].



### 2.1.3 „X“ (crossed) artefakt

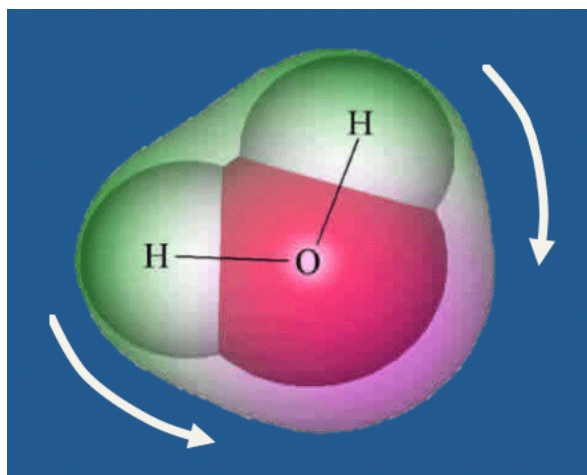
Jedná se o specifický typ aliasingu, přičemž jsou části řezu překlopeny do nápaditého tvaru písmene X (popřípadě do kříže). Důvodem je aliasing obrazových elementů replikovaných shora na spodní část řezu a naopak. Na obr. 2.1.16 byl směr fázového kódování nastaven vertikálně s cílem zvýšit pravděpodobnost vzniku tohoto artefaktu, neboť filtrace pásmovou zádrží nemůže být ve směru  $G_{PE}$  na rozdíl od směru frekvenčního kódování použita. Tato extrémní forma aliasingu, kdy je centrální oblast snímku postižena důsledkem velmi malého FOV, je eliminovatelná např. záměnou směrů  $G_{PE}$  a  $G_{FE}$  [7].



Obrázek 2.1.16: Dva zkřížené artefakty o vysoké intenzitě ve středové části snímku lumbální páteře (sekvence SE). Vlivem aliasingu byly replikovány části torakální páteře pod sakrální kost [7].

#### 2.1.4 Chemický posun prvního typu (chybná chemická registrace, Knightův posun)

Pro správné pochopení problematiky chemického posunu (jak 1., tak 2. typu) stojí za zmínku připomenout fyzikálně-chemické magnetizační jevy na molekulární úrovni. Vlivem rotace spinů je indukován elektrický proud, který generuje nízké magnetické pole, jehož magnetizační vektor je obvykle otočen v opačném směru vůči externímu magnetickému poli (diamagnetický efekt). Frekvence otáčení a potažmo chemický posun se mění v závislosti na elektronové hustotě okolo jádra protonu (stínění jader elektronovými oblaky), neboť pole, ve kterém se daný proton nachází, definuje energetický rozdíl mezi dvěma spinovými stavy. Silně elektronegativní atomy kyslíku v molekulách  $\text{H}_2\text{O}$  působí odtažnou silou na ochranné elektronové obaly nacházející se okolo vodíkového jádra. Tento tzv. efekt záporného stínění, vznikající přítomností elektronegativních atomových skupin v C–H systému a snížením elektronové hustoty okolo protonů, vystavuje protony vodíku relativně silnějšímu lokálnímu magnetickému poli než za normálních podmínek. Z toho důvodu rezonují protony vody rychleji než více stíněné molekuly triglyceridů (tuk). Tento rozdíl v rezonančních frekvencích mezi vodou a tukem se zvyšuje úměrně síle hlavního magnetického pole s měrným faktorem nazývaným v terminologii spektroskopie jako chemický posun.

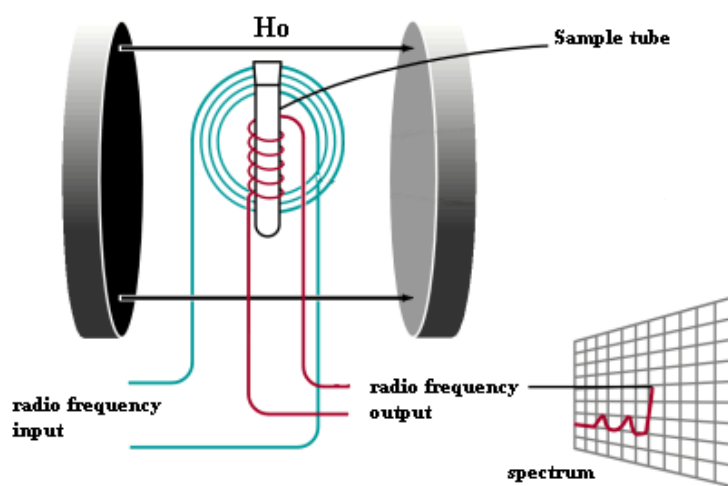


Obrázek 2.1.17: Efekt záporného stínění protonů vodíku vlivem elektronegativního kyslíku [20].

Molekuly  $\text{H}_2\text{O}$  se skládají ze dvou ekvivalentních  $^1\text{H}$  jader se stejným chemickým posunem ( $\delta_{\text{CS}} = 4.65 \text{ ppm}$ ). Triglyceridy však obsahují desítky neekvivalentních  $^1\text{H}$  atomů s různými hodnotami  $\delta_{\text{CS}}$ . Nejhojněji zastoupené vodíkové jádro v tuku je součástí methylenu ( $-\text{CH}_2-$ ,  $\delta_{\text{CS}} = 1.3 \text{ ppm}$ ) a methylových skupin ( $-\text{CH}_3-$ ,  $\delta_{\text{CS}} = 0.9 \text{ ppm}$ ). Proto má tuk široké spektrum a neexistuje jednotná hodnota chemického posunu mezi tukem a vodou. Je tak používán vážený průměr v rozsahu

od 3.0 ppm do 3.5 ppm. Jednotka „ppm“ je zaměnitelná s „ $\cdot 10^{-6}$ “. Chemický posun je v tomto případě udáván poměrově, protože vlastní frekvenční rozdíl je závislý na velikosti magnetického pole [21].

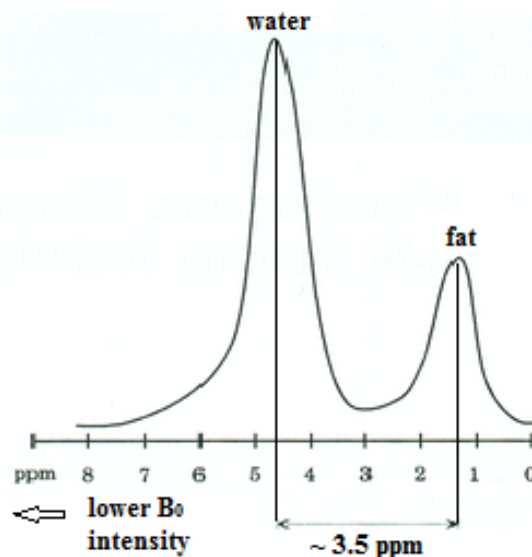
Základní uspořádání MR spektrometru je zobrazeno na obr. 2.1.18. Vzorek je umístěn do magnetického pole a je excitován RF impulzem ze vstupu. Deorientace magnetického pole indukuje RF signál ve výstupním obvodu sloužícímu ke zpracování vstupního signálu. Fourierova transformace složitěho výstupního signálu vytváří dané spektrum. Impulz je opakován tak často, dokud je potřeba signál odlišit od superponovaného šumu.



Obrázek 2.1.18: Schéma MR spektrometru [21].

Samotné spektrum je v podstatě graf vzniklý ze závislosti aplikovaného RF impulsu na jeho absorpci. Signálová amplituda spektra se nazývá „rezonanční“. Frekvence takového signálu je známá jako jeho chemický posun, jenž je v pravém slova smyslu definován jako rezonanční frekvence vztažená k standardizované složce (pro atomy vodíku a uhlíku se jedná o 0.0 ppm v tetramethylsilanu (TMS,  $\text{Si}(\text{CH}_3)_4$ )). Dané měřítko je nezávislé na frekvenci spektrometru.

Ve spektrogramu jsou vidět pouze jednošpičková maxima. Spektra však u složitějších anatomických struktur zobrazují seskupení více spektrálních čar vlivem „couplingu“. Tento jev nastává, protože magnetické pole přiléhajících protonů ovlivňuje magnetické pole, kterému jsou jednotlivé protony vystaveny. Jev lze přirovnat ke kapacitní vazbě při měření bipotenciálů, kdy je vlivem parazitních kapacit elektrod indukováno souhlasné napětí [20].



Obrázek 2.1.19: Spektrogram s maximálními RF odezvami. Širší vzhled vrcholů je dán magnetickými nehomogenitami ve snímaném vzorku komplexní anatomické struktury. Posun k nižším intenzitám  $B_0$  je způsoben efektem záporného stínění [19].

**Chemický posun ve směru  $G_{FE}$**  Počítačová jednotka MR skeneru analyzuje stejnou Larmorovu frekvenci u všech spinů bez ohledu na chemické složení, a způsobí tak chybnou registraci pixelů těchto látek na obraze, označovanou jako chybná chemická registrace. Principiálně jde o vzájemnou inverzi spinové lokalizace, jakoby se spiny nacházely v jiných voxelech, než ve skutečnosti. [1, 10, 14, 22].

Velikost chemického posunu je závislá na dvou prvcích (BW a intenzitě  $B_0$ ) a nepřímo úměrná rychlosti vzorkování ve směru frekvenčního kódování. Jednotky pro vyjádření chemického posunu si každý výrobce stanovuje individuálně (např. px, Hz/px nebo kHz). Samotný proces výpočtu chemického posunu není triviální, proto je doporučováno zaznamenat si seznam hodnot pro určitý rozsah BW. Následující postup zaznamenává výpočet chemického posunu pro  $B_0 = 1.5$  T:

Posun ve směru  $G_{FE}$  v jednotkách px je definován rovnicí:

$$\delta_{FE} = \frac{\Delta f_{FE}}{\omega_0}, \quad (2.1.4.1)$$

kde  $\delta_{FE}$  je rovno 3.5 ppm a  $\omega_0$ :

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 = 42.6 \text{ MHz/T} \cdot 1.5 \text{ T} = 63.9 \text{ MHz}. \quad (2.1.4.2)$$

Kombinací rovnice 2.1.4.1 a 2.1.4.2 lze vypočítat chemický posun v jednotkách Hz:

$$\Delta f_{\text{FE}} = \delta_x \cdot \omega_0 = 3.5 \times 10^{-6} \cdot 63.9 \times 10^6 = 223.65 \text{ Hz} \approx 224 \text{ Hz}$$

Při třetinové intenzitě hlavního magnetického pole ( $B_0 = 0.5 \text{ T}$ ) se rozdíl redukuje pouze na jednu třetinu původní frekvenční vzdálenosti. V magnetickém pole  $1.5 \text{ T}$  se vzorkovací doba pohybuje cca okolo  $8 \text{ ms}$ . Šířku pásma lze rovněž definovat na základě „rozložení po pixelu“. Ve směru frekvenčního kódování je pro následující příklad zvoleno 256 frekvenčních bodů, tedy pixelů [1].

$$\text{BW} = \frac{N_{\text{FE}}}{T_{\text{FE}}} = \frac{256}{8 \times 10^{-3}} = 32 \text{ kHz} \quad (2.1.4.3)$$

$$\text{BW/px} = \frac{32 \times 10^3}{256} = 125 \text{ Hz/px} \quad (2.1.4.4)$$

Tato metoda výpočtu je pro zajištění jednoznačnosti využívána firmami Siemens a Philips. Každý pixel tedy obsahuje 125 Hz informací. Molekuly tuku a vody se v lidském těle při daných podmínkách (viz výše) precesně otáčí s rozdílem přibližně 224 Hz, což odpovídá rozdílu v pixelech ( $\delta_{\text{FEpx}}$ ):

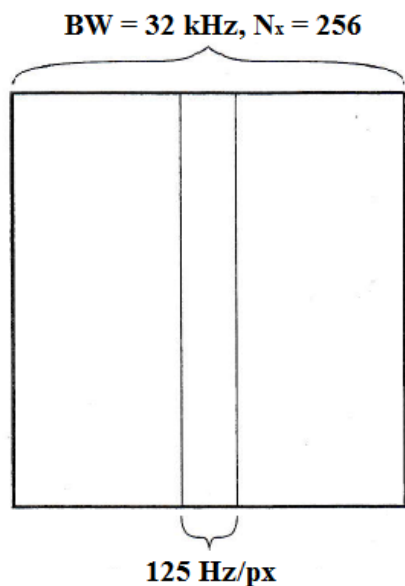
$$\delta_{\text{FEpx}} = \frac{223.65 \text{ Hz}}{125 \text{ Hz/px}} = 1.79 \text{ px} \quad (2.1.4.5)$$

Při zvolení dvojnásobně menší BW by výsledek byl přibližně dvojnásobně vyšší. Z toho vyplývá, že čím užší BW (zkrácení šířky pásma) zvolíme, tím jsou artefakty chemického posunu výraznější. Stejná situace nastane, zvýšíme-li počet kroků fázového kódování (např. z 256 na 512).

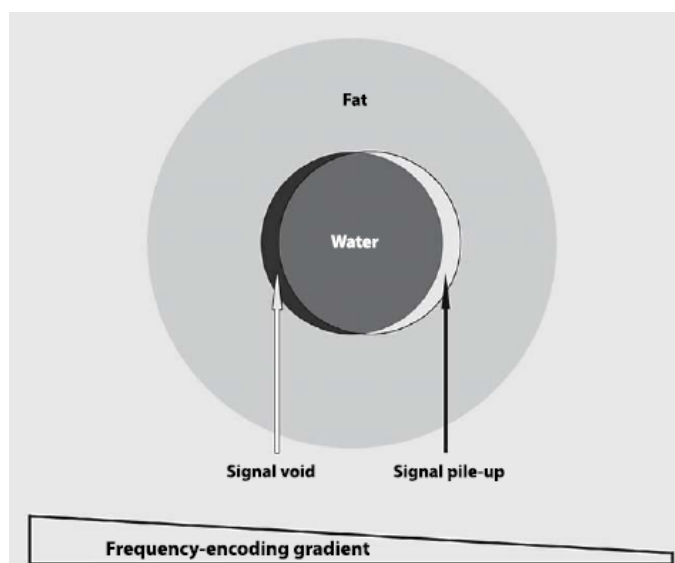
Pozice tuku je určena analytickým odhadem rezonančních vlastností vody. Následující výpočet udává přepočet pixelů na milimetry při zvolení  $\text{FOV} = 24 \text{ cm}$ :

$$\delta_{\text{FEmm}} = \frac{223.65 \text{ Hz} \cdot 240 \text{ mm}}{125 \text{ Hz/px}} = 1.68 \text{ mm} \quad (2.1.4.6)$$

Je-li gradient silnější v pravém směru frekvenčního kódování, je relativní uspořádání protonových spinů orientováno směrem doprava. Naopak jsou orientovány protonové spiny tuku. Tento rozdíl vede u nižších frekvencí k překrytí a při vyšších frekvencích na signálovou ztrátu (viz obr. 2.1.24). Na  $T_1\text{W}$  obraze je tuková tkáň světlá, proto se na nižších frekvencích zobrazí světlá struktura. PDW obraz a CSE způsobí podobný efekt. U  $T_2\text{W}$  obrazu s použitím sekvence CSE je tuk tmavý, a proto se zde chemický posun neprojeví, ale použitím sekvence FSE ke špatné chemické lokalizaci dojde. U sekvencí CSE a GRE se chemický posun vždy projeví jen ve směru  $G_{\text{FE}}$  u  $T_1\text{W}$  obrazů. V EPI sekvenci se chemické posuny nacházejí ve směru  $G_{\text{PE}}$ . Mohou se rovněž projevit po aplikaci gradientu  $G_{\text{SS}}$  a vyskytují se více na  $T_1\text{W}$  obrazech než na  $T_2\text{W}$  obrazech [1, 10, 14, 22, 23].



Obrázek 2.1.20: Při intenzitě hlavního magnetického pole 1.5 T a BW = 512 px bude v každém pixelu 250 Hz informací [1].



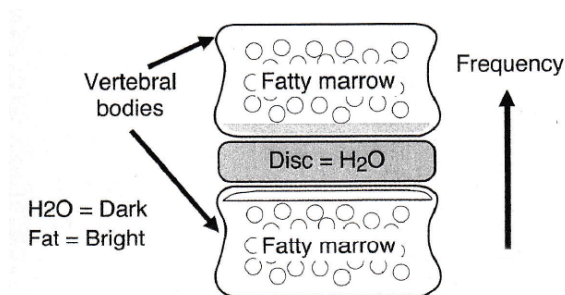
Obrázek 2.1.21: Chybná prostorová registrace signálu. Artefakt chemického posunu je manifestován světlými odstíny ve směru nižší frekvence gradientu (kvůli překrytí tukové tkáně a vody na nízkých frekvencích) a tmavými odstíny ve směru k vyšším frekvencím (kvůli nedostatku signálu z tukové tkáně a vody) [1, 12].

Hodnoty CS pro jednotlivé intenzity $B_0$				Změny parametrů	
$B_0$ [T]	CS [Hz]	CS [mm]	CS [px]	Parametr	Změna v Hz
0.5	74.55	0.56	0.6	$\uparrow B_0$	$\uparrow \Delta f_{FE}$
1.0	149.1	1.12	1.19	$\uparrow FOV$	$\uparrow \Delta f_{FE}$
1.5	223.65	1.68	1.79	$\uparrow N_{FE}$	$\downarrow \Delta f_{FE}$
3.0	447.3	3.35	3.58	$\uparrow BW$	$\downarrow \Delta f_{FE}$

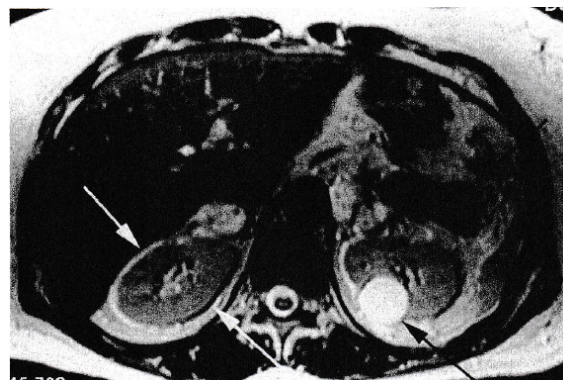
Tabulka 2.1.4.1: Velikosti chemických posunů a důsledky změn zobrazovacích parametrů.

Tabulka č. 2.1.4.1 uvádí chemické posuny ve čtyřech nejčastěji aplikovaných intenzitách magnetického pole. Výsledky byly vypočteny pro BW = 32 kHz,  $N_{FE}$  = 256 a FOV = 24 cm.





Obrázek 2.1.22: Artefakt chemického posunu v oblasti intervertebrálních disků. Tuková tkáň je chybně zobrazena pod diskem kvůli překrytí vody a tuku; nad meziobratlovou ploténkou je zobrazena voda. Je-li zesíleno magnetické pole či zmenšena šířka pásma, je chemický posun markantnější [1].

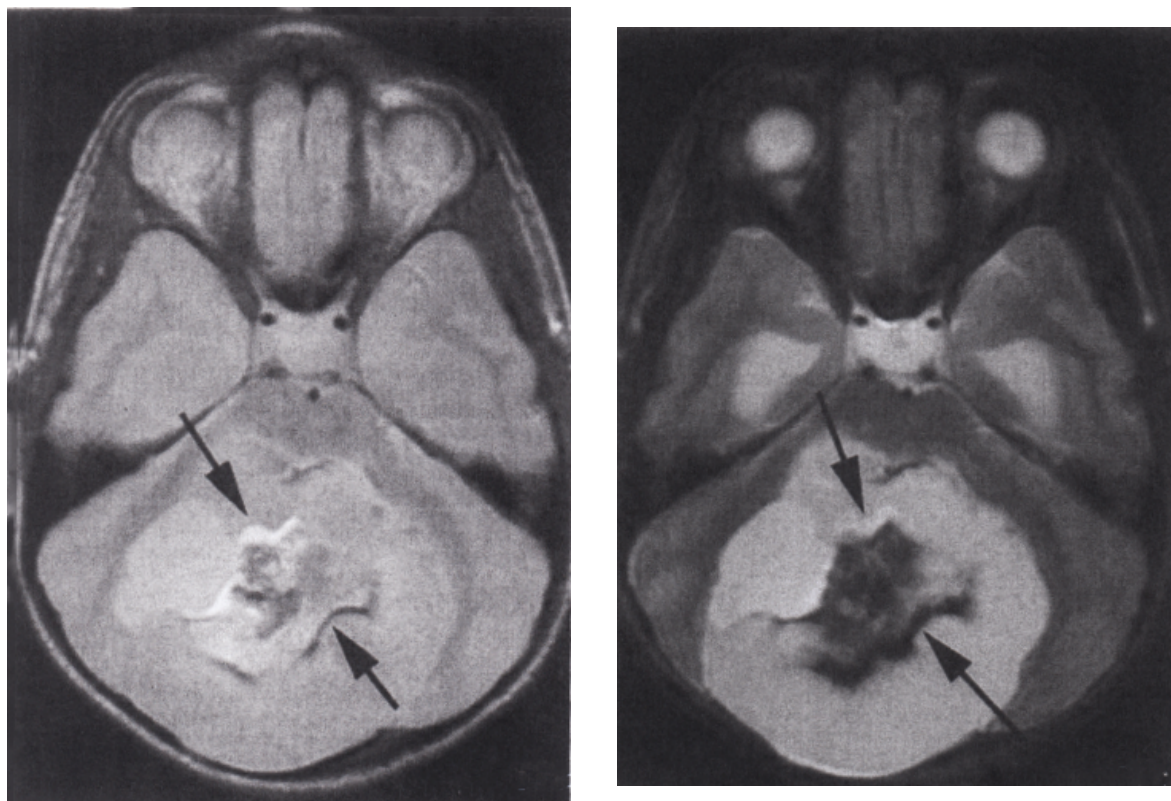


Obrázek 2.1.23: Longitudinální  $T_2W$  obraz, FSE. Střídavé světlé a tmavé odstíny tkání manifestují chemický posun (bílá šipka vlevo) a ledvinová cysta (černá šipka vpravo) [1].

Chemické posuny lze pozorovat ve všech akvizičních směrech ( $G_{FE}$ ,  $G_{PE}$ ,  $G_{SS}$ ), neboť během vyšetření bývají užívány gradientní impulzy sloužící k lokalizaci ve všech těchto směrech. Ve směru  $G_{SS}$  jsou šířka pásma RF impulzu a amplituda gradientu vybírány tak, aby byly co nejmenší. Směr  $G_{SS}$  není přímo vizualizován, a je proto obtížné rozeznat jakékoliv chybné zmapování pozice. Tento problém se ovšem netýká MR spektroskopie, kde mohou být pozorovatelné variace v signálové amplitudě [24].

**Chemický posun ve směru  $G_{PE}$**  Na rozdíl od CSE a GRE sekvencí, kde je chemický posun přítomen ve směrech  $G_{FE}$  a  $G_{SS}$ , jsou chemické posuny viditelné ve směru  $G_{PE}$  při použití EPI sekvence. Při EPI zobrazování se doba generovaného echa řídí dle FID ( $T_2^*$ ), jenž typicky činí pouze 100 ms. Z důvodu nízké amplitudy gradientu  $G_{PE}$  může chybné zmapování dosahovat i desítky pixelů. V EPI sekvenci jsou chemické posuny eliminovány podél směru  $G_{FE}$  díky větší BW [17, 18, 24, 25].

Chemické posuny ve směru  $G_{PE}$  bývají poměrně velké, protože šířka pásma gradientu  $G_{PE}$  se řádově pohybuje jen v jednotkách kHz. Proto je v EPI sekvencích téměř vždy aplikována suprese tukových signálů (např. při vyšetření abdominální oblasti na 1.5 T přístrojích), kde akviziční parametry bývají: FOV = 32x32 cm,  $N_{PE}$  = 128,  $T_{E,sp}$  (doba mezi jednotlivými echy) = 1 ms, BW = 64 kHz a  $\Delta f_{FE} \approx 224$  Hz. Následující výpočet (2.1.4.7) ukazuje velikost chemického posunu ve směru frek-



Obrázek 2.1.24: PDW obraz (vlevo) *fossa cranialis posterior* a chemický posun (černé šipky). Šířka pásma je rovna 32 kHz. Vpravo je T<sub>2</sub>W CSE obraz té samé anatomické oblasti. Šířka pásma je rovna 8 kHz. Artefakt je větší na T<sub>2</sub>W obraze [1].

venčního kódování:

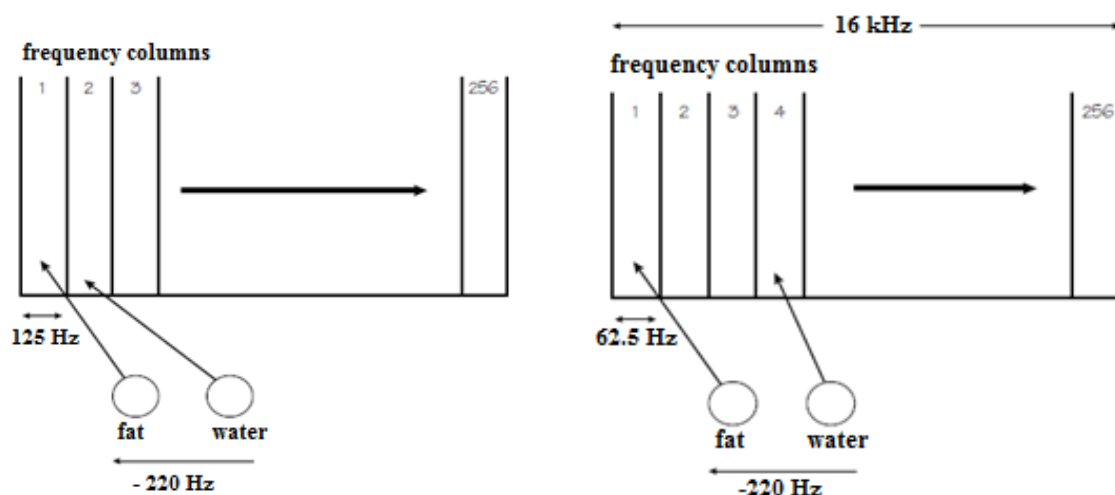
$$\delta_{FE} = \frac{\Delta f_{FE} \cdot FOV_{FE}}{BW} = \frac{223.65 \cdot 320}{64 \times 10^3} = 1.19 \text{ mm} \quad (2.1.4.7)$$

Ve směru fázového kódování je to:

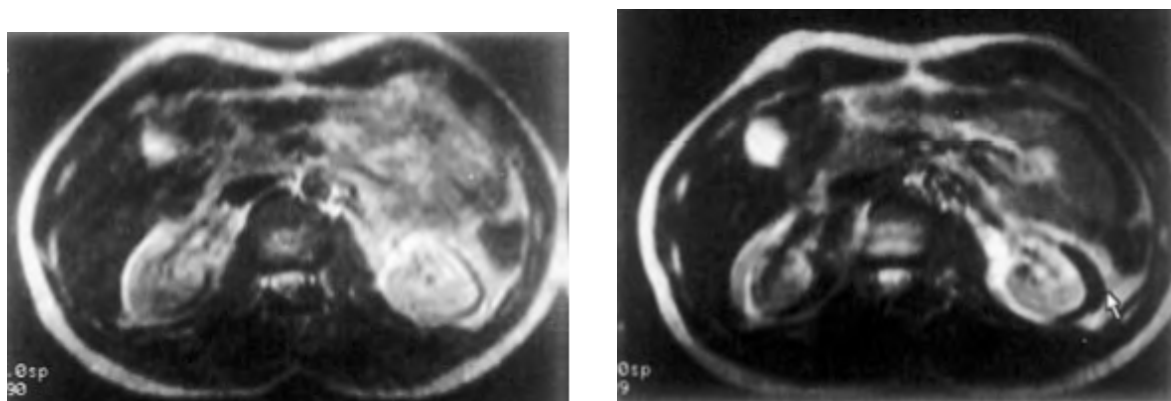
$$\delta_{PE} = T_{E_{sp}} \cdot \Delta f_{PE} \cdot FOV_{PE} = 1 \cdot 0.22365 \cdot 64 = 14.31 \text{ mm}. \quad (2.1.4.8)$$

Ve skutečnosti je výsledek upraven dle korekčního faktoru, který je závislý na počtu prokládaných vzorků v k-prostoru [15].





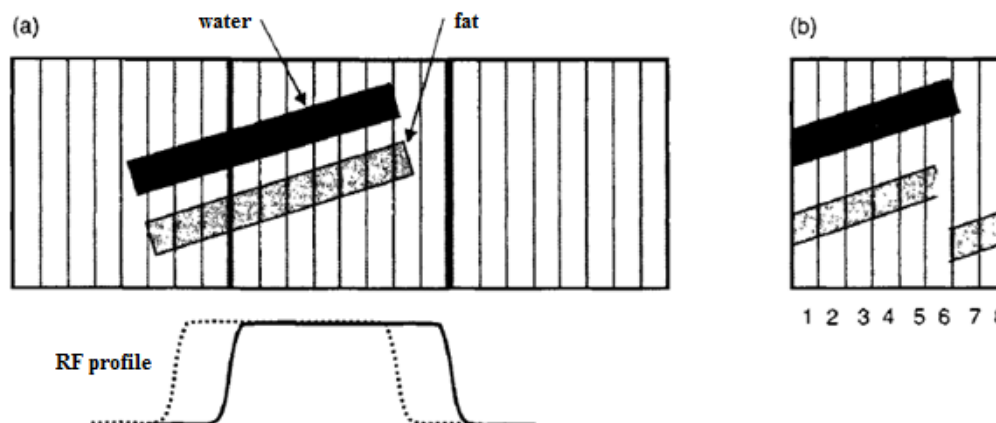
Obrázek 2.1.25: Zmenšením BW (vpravo) se více protonů látek různé konzistence dostane do stejného voxelu a chemické posuny jsou tak větší. Schémata jsou vztažena na  $B_0 = 1.5\text{T}$  [11].



Obrázek 2.1.26: Axiální  $T_2W$  obraz abdominální oblasti s použitím šířky pásma o 32 kHz (vlevo) a 8 kHz (vpravo). Šipka vpravo dole demonstruje chemický posun na okraji ledviny [11].

**Chemický posun ve směru  $G_{SS}$  u 3D zobrazování** Chemický posun se může rovněž projevit po aplikaci gradientu  $G_{SS}$ , kdy dochází k přemístění profilu selektivně excitačního impulsu bez kompenzace kódovaných replikací. Špatné zobrazení pozice se projeví chemickými posuny na koncových řezech 3D snímku.

Centrální řezy v dlaždici nebývají artefaktem nikterak ovlivněny, ačkoliv také podléhají chemickým posunům ve směru frekvenčního kódování. Řešením je zvětšení BW selektivního impulsu pro



Obrázek 2.1.27: Chemický posun v selektivním 3D. (a) RF profil, který je aplikován na lipidní tkáň (tečkovaný pruh) je vytočen doleva kvůli chemickému posunu. (b) Důsledkem je chemický artefakt na snímcích č. 6, 7 a 8. Vážnost je pro ilustrační účely přehněná [15].

výběr vrstvy a vymazání koncových řezů postižených artefaktem.

Následující příklad eviduje velikost artefaktu chemického posunu ve 3D zobrazování se zanedbáním přechodové oblasti RF impulsu a s předpokladem, že žádný z řezů není vymazán. Má-li 3D selektivní impuls BW o velikosti 2.7 kHz a 64 řezů je kódováno FT, pak při intenzitě hlavního magnetického pole 1.5 T a chemickém posunu o 149.1 Hz/T je ovlivněn následující počet řezů:

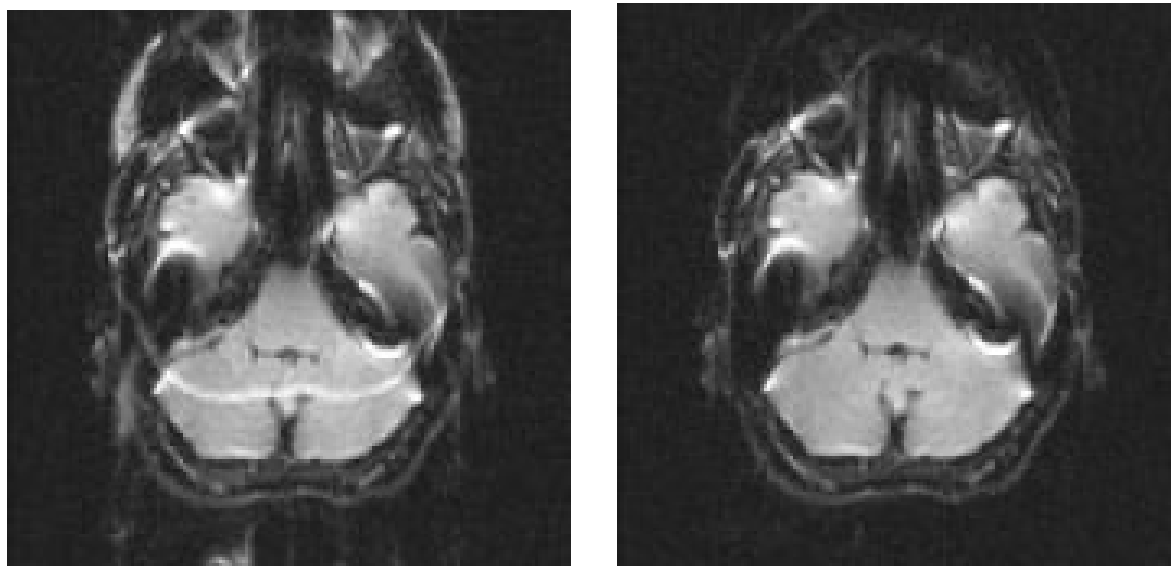
$$\delta_{ss} = \frac{\Delta f_{ss} \cdot N_{ss}}{BW} = \frac{223.65 \cdot 64}{2.7 \times 10^3} = 5.3 \text{ řezů.} \quad (2.1.4.9)$$

Při dvojnásobné intenzitě hlavního magnetického pole by byla velikost 10.6 řezů [1, 7].

**Metody eliminace chemického posunu 1. typu** Artefakty chemického posunu lze redukovat snížením intenzity hlavního magnetického pole, zvětšením akviziční šířky pásma, popřípadě zmenšením velikosti voxelu. Suprese signálu z adipózní tkáně pomocí sekvence STIR nebo spektroskopickým impulzem „fat sat“ obvykle chemický posun zcela eliminují a záměna směrů gradientních impulzů rektifikuje oblast snímku s možným patologickým nálezem [1, 26].

Při zobrazování mozkových struktur nebývá chemický posun příliš markantní, protože množství tukové tkáně není tak vysoké a může být zanedbáno [17, 18, 25].

Dále je možné zvětšit velikost pixelů zachováním FOV a snížením  $N_{ss}$ , což však vede ke zhoršení prostorového rozlišení. Pro kompenzaci je tedy nutno využívat co nejdelší šířku pásma při za-



Obrázek 2.1.28: Vlevo: posun v kraniální oblasti. Vpravo: eliminace artefaktu pomocí suprese signálu z tukové tkáně [17, 18, 25].

chování SNR, a to s co nejmenším FOV. Je-li BW sníženo za účelem zvýšení SNR, pak lze použít saturační impulzy pro eliminaci signálu z protonů tuku, nebo vody [13, 23].

Nepraktickou metodou je snížení intenzity hlavního magnetického pole. V 0.5 T nebo nižším  $B_0$  bývají Knightovy posuny zanedbatelné. Prodloužením doby  $T_E$  je vyvoláno nežádoucí rozfázování protonových spinů. [1, 10, 14, 23].

### 2.1.5 Chemický posun druhého typu (fázové nulování, fázová eliminace, reliéfový artefakt, konturní artefakt)

Pro konvenční SE a FSE sekvence je fázový cyklus modifikován refokusačním  $180^\circ$  RF impulzem tak, že spiny tukové tkáně a vody emitují signálové echo za stejnou dobu  $T_E$ , a to bez ohledu na volbu tohoto parametru. Fázové nulování je příznačné výhradně pro GRE zobrazování v periodických hodnotách opakujícího se  $T_E$ , kdy dochází k tvorbě asymetrického rámování (černý prstenec) okolo orgánových struktur.

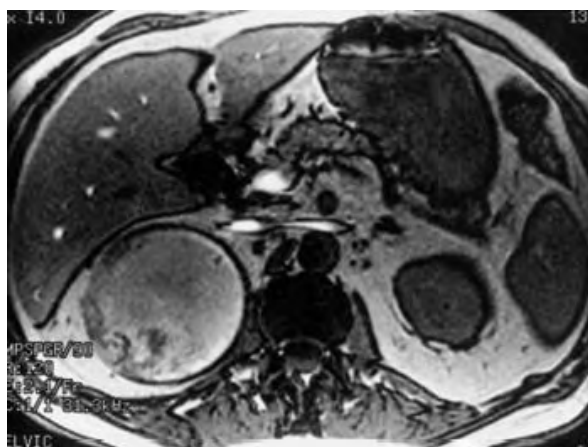
Důvodem je sfázování signálů tuku a vody vůči sobě navzájem ihned po excitaci sekvenčním impulzem, ale kvůli jemnému rozdílu Larmorových frekvencí v transversální rovině magnetizace dojde k jejich rozfázování, poněvadž protonové spiny vody předbíhají rotující spiny tuku. V určitých časových okamžicích jsou signály buď sfázovány (zesíleny) nebo rozfázovány (mimo fázi). Získané

echo při rozfázování o  $180^\circ$  (pozice out-of-phase) v rozměrech jednoho voxelu bude obsahovat sníženou signálovou intenzitu, protože se signál tukové tkáně odečte od signálu ze spinů vody. Signály se paralelně kumulují a navzájem se neodečtou pouze tehdy, je-li zvoleno vhodné  $T_E$ . Fázové nulování vzniká ve voxidech o stejném množství vody a tuku, jako jsou rozhraní mezi ledvinou či játry a retroperitoneální adipózní tkání. Fázové cyklování také znehodnocuje signálový objem všech tkání na snímku.

Hodnoty  $T_E$ , při kterých fázové vynulování nastává, závisí na síle magnetického pole, protože doba trvání fázového cyklu je závislá na rozdílu rezonančních frekvencí ( $\Delta\omega$ ) mezi tukem a  $H_2O$ . Při síle  $B_0 = 1.5\text{ T}$  jsou protony vody a tuku ve fázi cca každých 4.5 ms (lze vyvodit jednoduchou úvahou, vydělíme-li jeden okamžik frekvenčním rozdílem mezi tukem a vodou, tedy 220 Hz):

$$T_{E_{\text{in-phase}}} = \frac{1}{\Delta\omega}. \quad (2.1.5.1)$$

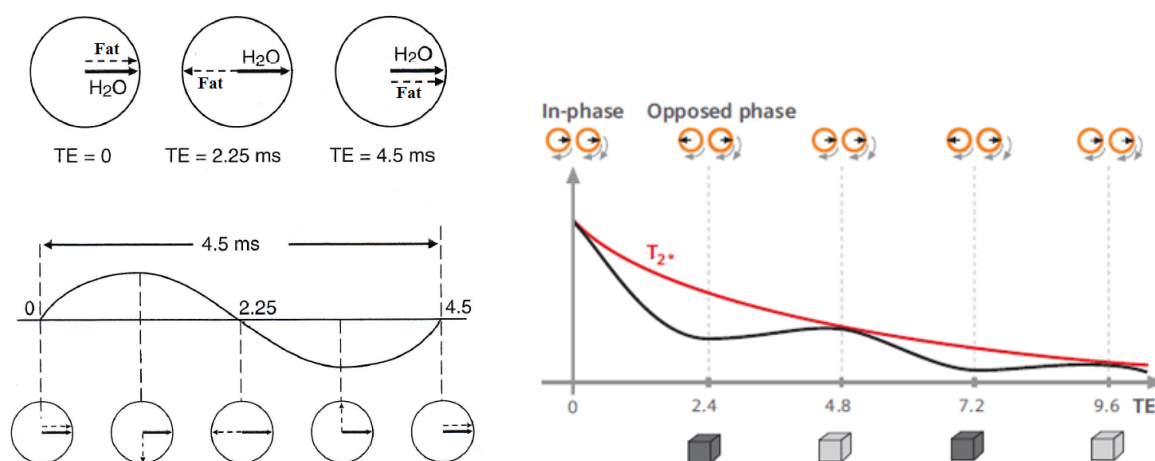
Sfázované obrazy (in-phase snímky) se vyznačují tím, že tuk a voda nezpůsobují kolísání signálové intenzity ve společném voxelu. Příčné magnetizační vektory tuku a vody mají tedy stejnou orientaci. V GRE sekvenci dochází k jevu, kdy se příčné magnetizační složky vynulují a sníží se intenzita signálu. Fázové nulování zvyšuje kontrastní složku snímku.



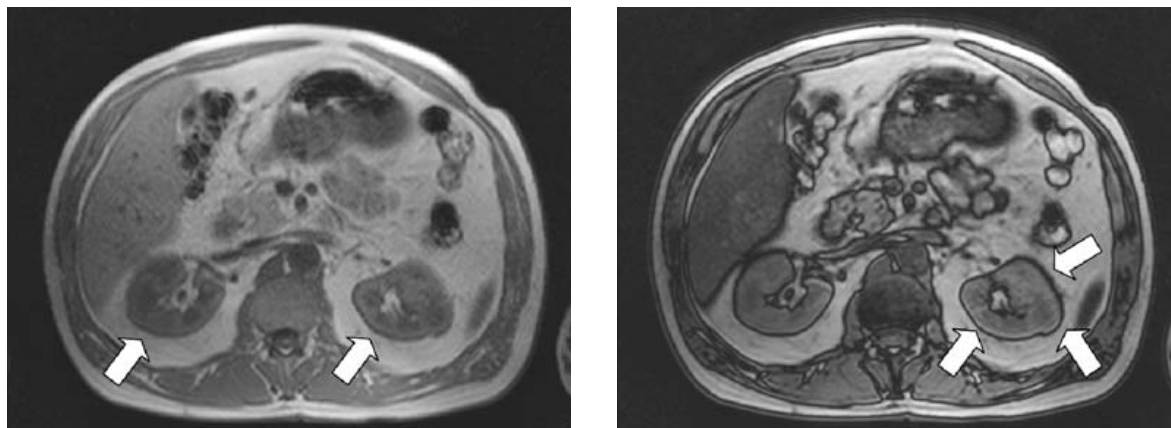
Obrázek 2.1.29: T<sub>1</sub>W obraz získaný sekvencí GRE [11].

Analogicky lze princip fázového nulování demonstrovat na hodinové a minutové ručičce běžných mechanických hodin. Obě ručičky se otáčejí kolem středového bodu jinou rychlostí (hodinová ručička obtočí  $360^\circ$  za 12 h, zatímco minutová za 1 h). V určitých časových okamžicích během dne jsou ale sfázovány, například v 12:00, 13:05, 14:10, 15:15, atp. [1, 9, 11, 12, 14, 17, 18, 23–25].

Cílené generování obrazů s artefaktem fázového vynulování je označováno jako OOPS (Out-of-Phase Scanning) a využívá se pro redukci (nikoliv celkové odstranění) signálu z tukové tkáně. Dalšího potlačení signálové intenzity z adipózní tkáně je dosaženo pomocí frekvenčně selektivní saturace, užitím STIR sekvence, nebo tzv. Dixonovou technikou (viz dále). Přítomnosti fázové eliminace je možné také využít pro diagnostické účely (snížení signálové intenzity na snímcích s rozfázovanými spiny indikuje přítomnost tukové tkáně, což umožňuje provést diagnózu např. adrenálního adenomu a tukové infiltrace jater). Za zmínku stojí například zobrazování TOF (Time-of-Flight) v MR angiografii pro vytvoření snímku Willisova tepenného okruhu, kde zvolení  $T_{E\text{out-of-phase}}$  značně přispívá k redukci tukového signálu pocházejícího ze subkutánní vrstvy a periorbitální oblasti s výsledkem podstatného zlepšení obrazové kvality [9, 14].



Obrázek 2.1.30: Grafické modely chemického posunu 2. typu. Protonové spiny  $H_2O$  a tuku se dostávají do fáze a mimo fázi v určitých časových intervalech  $T_E$ . Jsou ve fázi, je-li  $T_E$  rovno 0 ms, 4.5 ms a 9 ms a mimo fázi, pokud je  $T_E$  rovno 2.25 ms, 6.75 ms a podobně. Vpravo můžeme vidět signálové intenzity a jejich závislost na FID při emitaci echa [1, 17, 18, 25].



Obrázek 2.1.31: Vlevo: snímek s chemickým posunem prvního typu  $T_1W$  obraz in-phase GRE sekvence ( $T_R = 100$  ms,  $T_E = 4.4$  ms), kde  $G_{FE}$  představuje předozadní směr. Vpravo: chemický posun 2. typu ( $T_1W$  obraz ( $T_R = 100$  ms,  $T_E = 2.2$  ms), kde je viditelný obklopující černý lem, nezávislý na frekvenčním kódování [14].

Nejlepším způsobem pro eliminaci chemického posunu 2. typu je aplikace sekvencí CSE nebo FSE. U GRE zobrazování je potřeba použití  $T_{E_{in-phase}}$ , které je shodné pro periodicitu tuku a  $H_2O$  tak, že echo je emitováno ve chvíli, kdy jsou spiny tuku a vody ve fázi. Periodicita je závislá na síle hlavního magnetického pole  $B_0$  (cca 4.2 ms u 1.5 T a 7 ms u 0.5 T). Lze říci, že s rostoucím  $T_E$  je chemický posun výraznější.

Americký fyzik W. Thomas Dixon, Ph.D. v roce 1984 navrhl, že lze kombinovat snímky GRE in-phase a out-of-phase, a dosáhnout tak odlišení tuku a vody. Dixonova technika zahrnuje volbu  $T_E$  v polovině periodicity tak, že spiny tuku a vody jsou rozfázovány. Technika má svůj prokazatelný efekt na místech, kde se spiny obou sloučenin nachází ve stejném voxelu. Princip je takový, že in-phase obraz je získán adicí signálů z protonových spinů:

$$S_{IP} = S_{H_2O} + S_{tuk}, \quad (2.1.5.2)$$

zatímco out-of-phase obraz je získán subtrakcí signálů:

$$S_{OOP} = S_{H_2O} - S_{tuk}. \quad (2.1.5.3)$$

Sečtením těchto dvou rovnic dostaneme pouze signál ze spinů vody, kdežto odečtením získáme výhradně signál ze spinů tuku:

$$S_{IP} + S_{OOP} = (S_{H_2O} + S_{tuk}) + (S_{H_2O} - S_{tuk}) = 2 \cdot S_{H_2O}$$

$$S_{IP} - S_{OOP} = (S_{H_2O} + S_{tuk}) - (S_{H_2O} - S_{tuk}) = 2 \cdot S_{tuk}$$

Výše uvedený algoritmus představuje 2-bodovou metodu. V praxi je nutné eliminovat vliv FID v důsledku různých  $T_E$ . Pro korekci se využívá techniky nazývané jako 3-bodová Dixonova metoda, která využívá ještě třetího řezu s  $T_{E_{in-phase}}$ . Volba in-phase nebo out-of-phase obrazu je závislá na konkrétní době  $T_E$ , protože pro různou intenzitu hlavního magnetického pole je  $T_E$  specifické (viz tab. 2.1.5.1) [11, 12, 15, 23].

$B_0$ [T]	$T_{E_{IP}}$ [ms]	$T_{E_{OOP}}$ [ms]
0.2	0, 36.7, 73.5 ...	18.4, 55.1 ...
1.0	0, 7.2, 14.4 ...	3.6, 10.8 ...
1.5	0, 4.8, 9.6 ...	2.4, 7.2 ...
3.0	0, 2.46, 4.92 ...	3.69, 6.15 ...

Tabulka 2.1.5.1: Doby  $T_E$  pro různé intenzity hlavního magnetického pole [17, 18, 25]

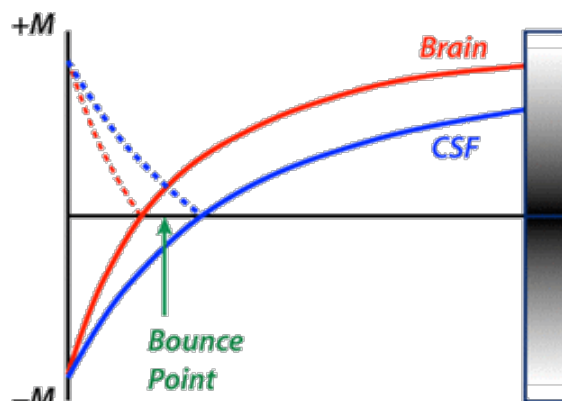
### 2.1.6 Boundary efekt (bounce point artefakt, India ink artefakt, out-of-phase artefakt)

Zčernalé okraje určitých anatomických struktur lze pozorovat při aplikaci IR (inversion recovery) sekvence, kdy se nejedná přímo o chemický posun, nýbrž o podobný mechanismus, a sice fázové nulování MR signálu na okrajových pixelech. Příklad tohoto jevu, dříve popisovaného jako artefakt protikladné magnetizace, je uveden na snímku 2.1.32. Při IR zobrazování je tkáňová magnetizace otočena vůči hlavnímu magnetickému poli a poté relaxuje, přičemž prochází nulovou hodnotou. Různé tkáně se vyznačují jinými hodnotami doby  $T_1$ , a proto jsou jejich relaxační křivky odlišné. Z grafu 2.1.33 vyplývá, že relaxační rychlost CSM je menší než u mozkové tkáně. Signálová intenzita v IR zobrazování je generována na základě absolutní vzdálenosti od nulové hodnoty relaxace každé z tkání, přičemž nulové přechody jsou na snímku zobrazeny jako černé body.

Uvažujeme-li pixel na rozhraní mezi CSM a mozkovou hmotou, obsahující stejné množství každého z těchto dvou materiálů, pak bude v bodě přechodu přes nulovou hodnotu signál mozku a CSM stejně velký, ale navzájem budou fázově otočeny o  $180^\circ$ . Jejich signály se tak vynulují za současného



Obrázek 2.1.32: Bounce point artefakt. Ostře černý vzhled mozkové tkáně na rozhraní s cerebrospinálním mokem [19].



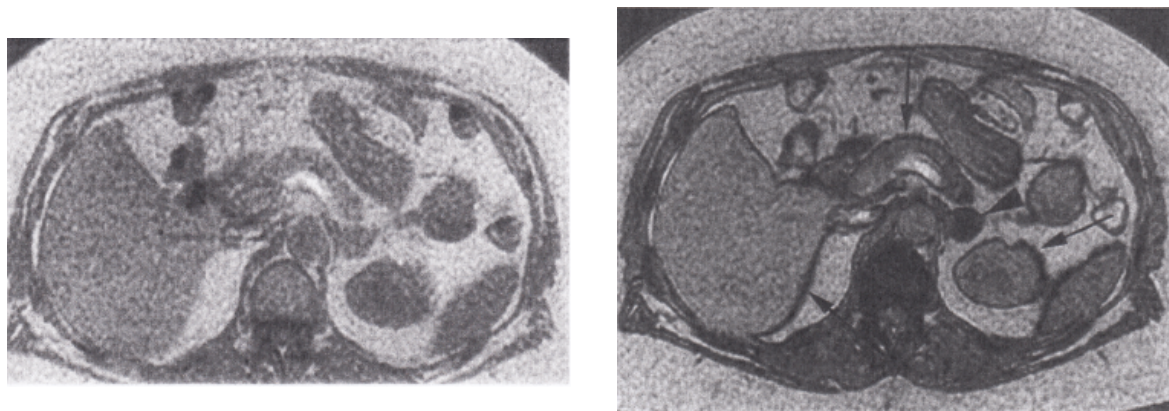
Obrázek 2.1.33: Artefakt se vyskytuje u magnetudové rekonstrukce IR snímání ve středních inverzních dobách (TI), kdy relaxace dvou různých substancí ve stejném voxelu přechází přes nulovou osu [19].

zčernání pixelu na hranici těchto substancí. Artefakt magnetického vynulování může být přítomen ve všech sekvencích, využívajících IR techniky [19, 27].

Out-of-phase artefakt bývá rovněž označován jako útvar vznikající v dobách  $T_E = 2.25$  ms, 6.75 ms, 11.25 ms, 15.75 ms, a podobně, kdy jsou protonové spiny  $H_2O$  a tuku mimo fázi, což vede k vytvoření černého ohraničení kolem orgánů obklopených tukovou tkání, jako jsou svaly či ledviny. Spiny jsou rozfázovány o  $180^\circ$ . Tento fenomén se neobjevuje jen ve směru frekvenčního kódování, nýbrž je výsledkem fázového vynulování ve všech směrech [1].

SINOP zobrazování (z anglického Simultaneous *IN*-phase *OP*posed-phase) výrazně zlepšuje diagnostikovatelnost degenerativních patologií jater a adrenálních žláz s hypertrofií lipidní tkáně. Jedná se o specifickou FLASH sekvenci, která souběžně měří rozfázovanost a sfázovanost obrazových chemických posunů (je jakousi alternativou pro kontrolované apnoe). Sfázované obrazy zahrnují kompenzaci pohybu ve směru frekvenčního kódování. Získaná obrazová kvalita odpovídá standardní FLASH sekvenci. Rozfázované obrazy vykazují typický „India ink“ efekt (signálová ztráta) na rozhraní orgánu a tukové tkáně. Další informace o patologiích na rozhraní orgánů a tukové tkáně lze získat dynamickým zobrazováním s administrací kontrastních látek [17, 18, 25].



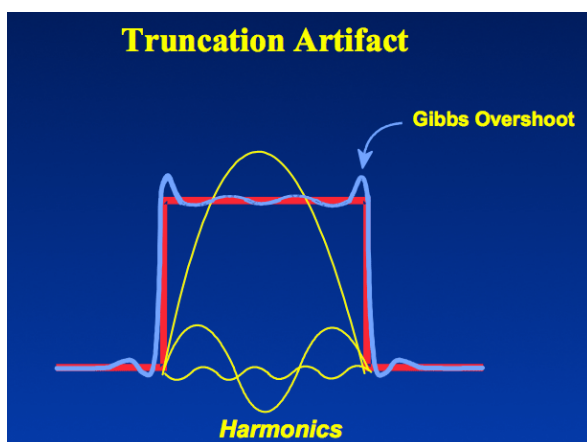


Obrázek 2.1.34: (Vlevo) Protonové spiny ve fázi. (Vpravo) Protonové spiny rozfázované, okolo anatomických struktur se nachází boundary efekt (černé šipky) a kompletní ztráta signálu je zřetelná v místě adenomu suprarenální žlázy (černá hlavička šipky) [1].

### 2.1.7 Gibbsův jev, artefakt spektrálního úniku, „Maki“ artefakt

Vícenásobné, s pravidelnou vzdáleností od sebe vzdálené, paralelní pásy střídajících se tmavých a světlých pruhů, jež se s rostoucí vzdáleností ztrácejí, jsou označovány jako trunkační artefakt. Gibbsův fenomén (Josiah W. Gibbs, 1839–1903, americký matematik a fyzik, který poprvé posal tento jev) definuje efekt skokové nespojitosti jakéhokoliv signálu, kdy bez ohledu na počet vzorků ve Fourierově řadě vznikne vždy chyba ve zpracování signálu na těchto prudkých signálových změnách. Gibbsův jev je roven 8.9 % velikosti signálového skoku. V MR spektroskopii odpovídá trunkačnímu artefaktu tzv. „Maki“ artefakt [15, 22, 24].

Příčinou artefaktu je nekompletní digitalizace signálové odezvy vlivem podvzorkování vysokých frekvencí na okrajích obrazu (platí tehdy, když operátor zvolil malou BW ve směru  $G_{PE}$ , aby zkrátil dobu akvizice). Signál tedy ještě protonem nebyl emitován dostatečně až do rovnovážného stavu a echo tak nebylo digitalizováno v plném rozsahu, což se může stát při  $T_1W$  zobrazování, kde je vysoká signálová odezva z tukové tkáně stále přítomna i po vypršení doby sběru dat ( $T_E < 3\text{ ms}$ ). Signálové oscilace na hranách jsou vyvolány trunkačním procesem, vzniklým během vzorkování analogového echa. Vzorkování zpracovává prudký skok v intenzitě signálu na hranách pomocí sinusové křivky. Teoreticky by bylo zapotřebí nekonečně mnoho takových vzorků pro vytvoření obdélníkového nebo trojúhelníkového zobrazení. Z důvodu omezené doby při zobrazování je však akvizice ukončena na předem stanovených dvou koncích BW. Kvůli znemožnění aproximace krokové změny v signálové intenzitě, omezenému počtu vzorků či krátké vzorkovací době se individuální amplitudové vrcholy nachází na okrajích přechodů. Gibbsův jev je tedy vyvolán nedostatkem vysokofrekvenčních

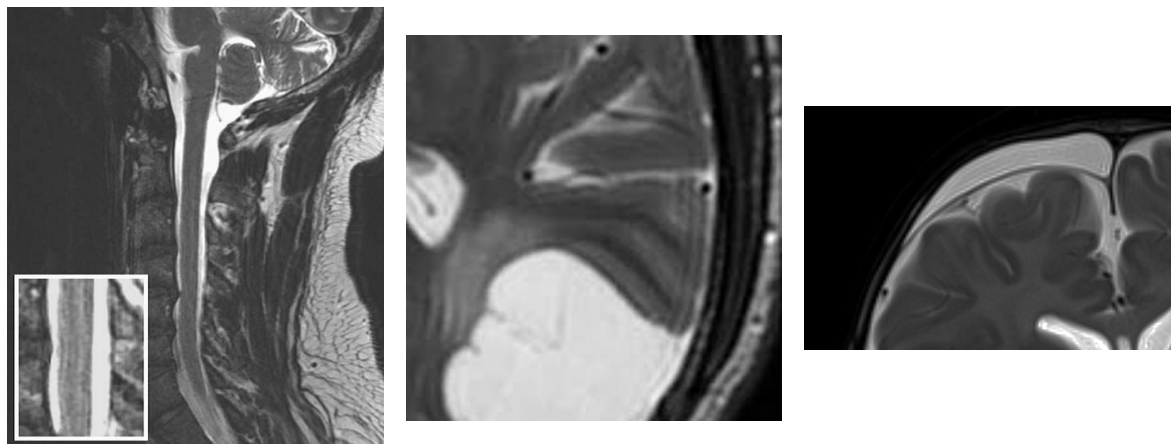


Obrázek 2.1.35: Teoreticky může být jakýkoliv signál reprezentován jako nekonečná suma sinusových křivek různých amplitud, fází a frekvencí. Uvažujeme-li FT sinusoidní křivky, odpovídá to Diracovu impulzu (s dvěma symetrickými vrcholy, z nichž jeden má kladnou a druhý zápornou frekvenci ve spektru). Fourierova transformace obdélníkového impulzu tvoří funkci sinc s nekonečným počtem frekvencí. Inverzní FT určitého úseku funkce sinc tvoří nadkmity a podkmity v oscilacích. Čím je vzorek širší, tím více různých frekvencí obsahuje, a proto dojde k lepší aproximaci s kratšími a méně častými oscilacemi [19, 27].

signálových složek. Nejvyšší vzorkovaná frekvence je nepřímo úměrná velikosti pixelu [16, 24] a [17, 18, 25].

V závislosti na počtu pixelů segmentovaných na rozhraních vysokého kontrastu mají truncační artefakty širokou škálu tvarů, jako např. falešné rozšiřování na okrajích, zvětšení okrajů nebo zkreslení tvarů tkání. Další manifestací artefaktu je vysoký signál ve středu k-prostoru a tmavé okraje páteřního kanálu [19].

Truncační artefakt se nejčastěji objevuje v oblastech s prudkým přechodem kontrastu. Na STIR obrazech vzniká při zobrazení chrupavek obou patelofemorálních oddílů a v zadní části femorálního kondylu. Dále se vyskytuje na rozhraních vysoce kontrastních anatomických struktur (neurocranium, páteř – cerebrospinální mok ( $T_2W$  obrazy krční páteře), meniskus – synoviální tekutina) a způsobuje střídavé světlé a tmavé odstíny, jež mohou být snadno zaměněny za léze (pseudopříštěl páteře, pseudofrakтура menisku) [1, 22].

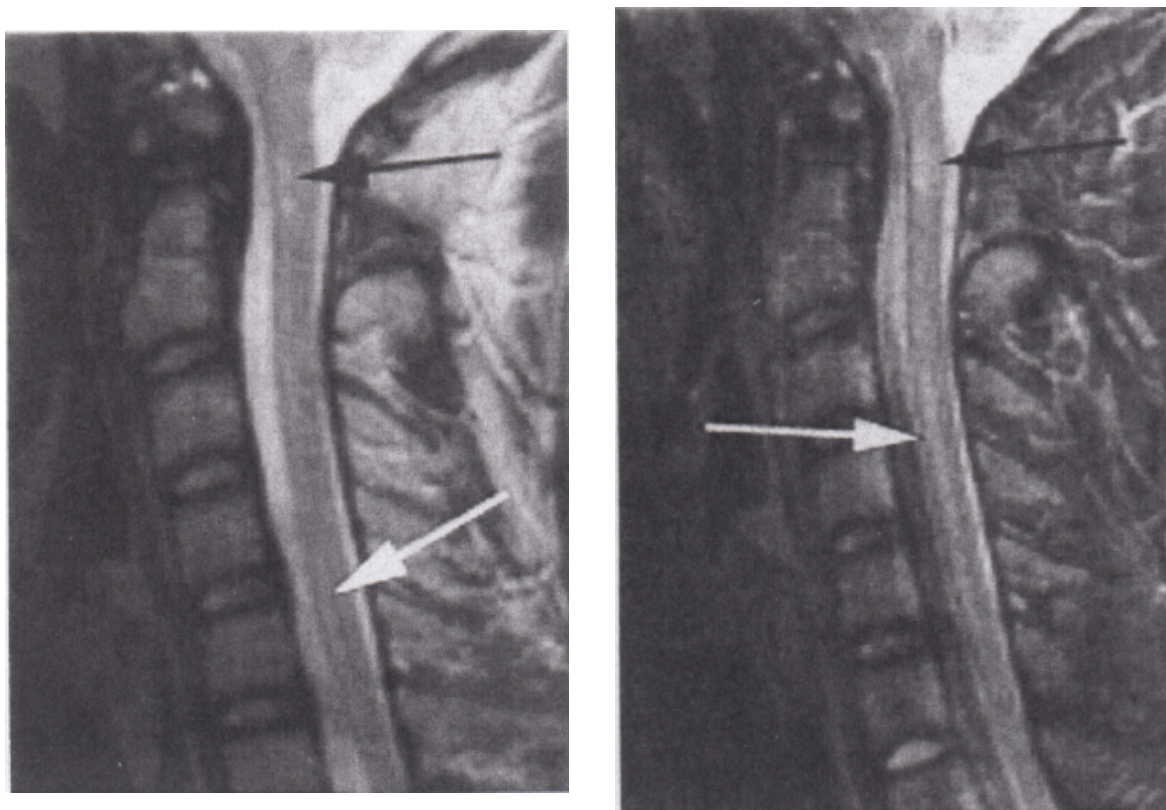


Obrázek 2.1.36: Paralelní struktura artefaktu (vlevo) [16] a další typy manifestací (uprostřed a vpravo) [19].

**Metody eliminace truncačního artefaktu** Řešením je úprava rozlišení a zvýšení vzorkovací frekvence, tzn. zmenšení FOV s ohledem na skutečnost, že širší signál v časové doméně znamená užší signál ve frekvenční doméně. Je-li akviziční BW ve směru  $G_{PE}$  příliš malá, je možné aplikovat gradient fázového kódování kolmo na prominentní hrany anatomických struktur. Matice ve směru  $G_{PE}$  nesmí nikdy být menší než polovina velikosti matice  $G_{FE}$ .

Jedním z řešení je rovněž filtrace k-prostoru před samotnou FT, Gegenbauerova rekonstrukce a Bayesianův přístup. Matematické metody, které byly vyvinuty pro extrapolaci dat z vysokých frekvencí, nejsou však v klinické praxi pro časovou náročnost využívány [1, 8–10, 14].

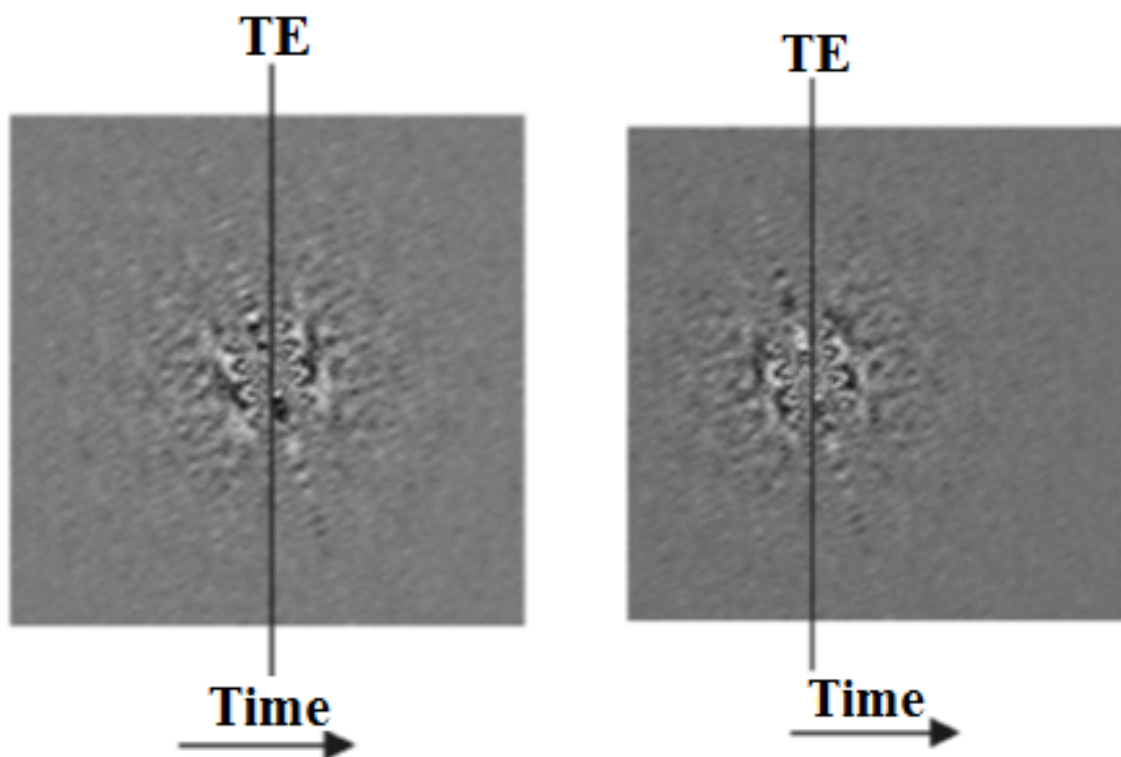
Řešením může být rovněž použití saturačních impulzů „fat sat“ nebo STIR pro utlumení signálu z tuku, což však pro některá zobrazování nemusí být přípustné. Další možností je umístit apodizační filtr před FT. Tento numerický proces vynuluje signálovou odezvu na konečné periodě sběru dat. Existuje několik typů těchto filtrů (Fermi, Gaussian, Hanning), lišící se tvarem filtrační křivky. Po užití Hanningova nebo Hammingova filtru se zvýší SNR, ale nezvýší se efektivní velikost voxelu. Hammingův filtr je jemná modifikace Hanningova filtru, více se podobá funkci cosinus a v časové doméně se jeho průběh nepřibližuje na okrajích tak prudce k nule, jako je tomu u Hanningova filtru. Apodizační filtry zvýší SNR odstraněním vysokofrekvenčního šumu ze signálu, nicméně nadměrná filtrace způsobí zakalení a zhorší prostorové rozlišení na hranách vysokosignálových odezev. Potíže při redukci truncačního artefaktu představuje asymetrické vzorkování, proto je doporučováno snímat symetricky tak, aby nebylo potřeba k-prostor příliš filtrovat [20, 24].



Obrázek 2.1.37: Vlevo: sagitální řez  $T_2W$  obrazu s 224 kroky fázového kódování vykazuje marginální truncační artefakt (bílá šipka). Vpravo: STIR sekvence se 192 kroky a výraznější artefakt (bílá šipka) [1, 14].

Mocnost filtru určuje rozsah ztráty ostroty, a proto čím silnější filtr je aplikován, tím horší je rozlišení obrazu (viz obr. 2.1.40). Obrazová rekonstrukce obdélníkové matice automaticky využívá slabého filtru k-prostoru (Hanningův filtr).

**Truncační artefakt ve směru  $G_{SS}$**  Fourierovo kódování probíhá ve všech třech akvizičních směrech, a proto se také truncační artefakt může ve všech směrech projevit. Truncační artefakty pro 3D zobrazování jsou specifitější než u 2D planárního snímku. Gibbsův jev se šíří z řezu na řez, a proto artefakt není lehce detekovatelný. Nejlepším řešením je zmenšit tloušťku řezu (nebo aplikovat 2D akvizici, která se preferuje pro tloušťku řezu větší než cca 3 mm). Dalším řešením je metoda windowingu před FT s důsledkem snížení prostorového rozlišení. Interpolace vložení nuly (zero filling, zero padding) neredukuje artefakt, protože dojde k překrytí řezů z původní tloušťky a truncační ar-



Obrázek 2.1.38: Porovnání symetrického a asymetrického vzorkování echa. Vlevo: v symetrickém vzorkování je intenzita echa maximální v polovině doby  $T_E$ , obě strany echa jsou měřeny stejně a filtrace může být provedena rovněž symetricky. Vpravo: u nesymetrického snímání je filtrace obtížná [24].

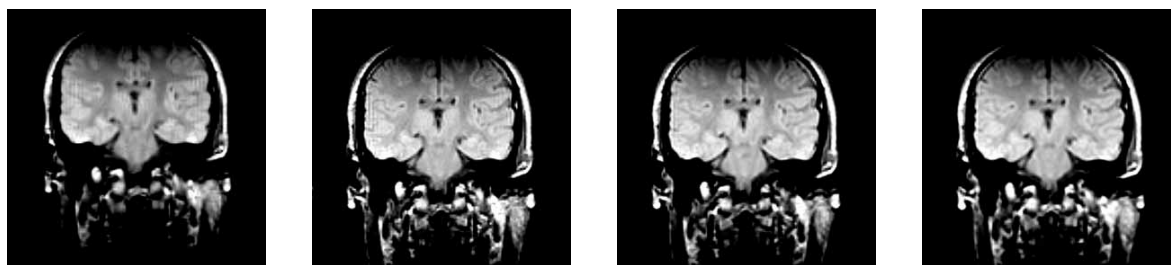
tefakt na reformátovaném 3D obraze je pomocí této eliminační techniky spíše výraznější. Gibbsův jev udává prakticky horní omezení na tloušťku řezu, kdežto artefakt spektrálního úniku udává spodní limit počtu kódovaných řezů, a tak se jen zřídka používá méně než 8 kroků fázového kódování řezů. V případě vyžadování méně než osmi řezů ve vrstvě je využíváno alternativních metod pro 3D FT, jako jsou Hadamardovo kódování nebo POMP (multiplanární fázový offset).

Metoda vyplnění nulou je běžně užívanou rekonstrukční metodou, která je zodpovědná za truncační artefakty. Vzorkování nízkých frekvencí v k-prostoru je srovnatelné s aplikací obdélníkového vzorkovacího okna ve frekvenční doméně. Obraz vzniklý vyplněním nulou odpovídá konvoluci původního obrazu s funkcí sinc. Pokud by obdélníkové okno bylo nahrazeno plynule odeznívajícím (např. Hammingovým), filtrem, pak by mohly být truncační artefakty eliminovány [15, 19].





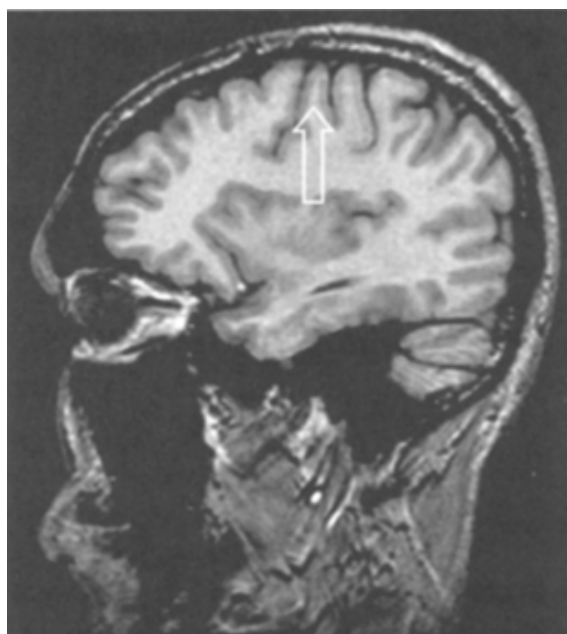
Obrázek 2.1.39: Asymetrické vzorkování způsobilo trunčáční artefakt nad hranou ledviny (šipka), pocházejícího z vysoké amplitudy signálu z podkožního tuku. Pulsní sekvence GRE;  $T_R = 170$  ms;  $T_E = 4$  ms; excitační úhel =  $80^\circ$ ;  $N_{PE} = 144$ ,  $N_{FE} = 256$  s dvojitým převzorkováním; FOV = 262 mm (PE) x 350 mm (FE) [24].



Obrázek 2.1.40: Zleva: bez filtru – slabý filtr – střední filtr – silný filtr [17, 18, 25].

**Požadavky na dynamický rozsah přijímače signálu** Při zobrazování 3D obrazu dojde k excitaci protonů v určitém objemu, a proto je špičkový signál ve středu k-prostoru několikrát silnější než signál odpovídající 2D akvizici při zachování stejné tloušťky řezu. Z toho důvodu jsou kladeny specifické požadavky na dynamický rozsah ADC v přijímači signálu. Mnoho MR systémů má 16-bitové ADC, u kterých je digitalizovaný signál reprezentován jako celočíselná hodnota v rozsahu od  $-2^{15} + 1$  do  $2^{15}$ , s největším vzorkovatelným signálem  $2^{15} = 32768$ . Dynamický rozsah je dostačující pro většinu 2D akvizic, ale nestačí často pro 3D zobrazování. Pro zamezení přetížení převodníku musí být vrcholová hodnota 3D signálu v měřítku pod  $2^{15}$ , což zapříčiní, že užitečná signálová informace, která zapadne do rozsahu mezi 0 a 1, je reprezentována jako 0 a ztracena, protože nejnižší možný digitalizovatelný signál má hodnotu  $2^0 = 1$ . Důsledkem je zvýšení kvantizačního šumu a snížení SNR. Řešením je použití ADC s větším dynamickým rozsahem, které však bývají dražší a mají nižší digitalizační rychlost, což omezuje BW přijímače. Další možností je dynamicky přizpůsobit ze-

sílení přijímače během akvizice (nižší zesílení je užíváno pro zobrazení centrální oblasti k-prostoru). V neposlední řadě lze použít RF excitaci s fázovou odezvou, jako například minimální nebo kvadratický fázový impulz. Strategie se pro zeslabení špičkového signálu spoléhá na fázové rozptýlení skrz vrstvu [15].



Obrázek 2.1.41: 3D sagitální řez o tloušťce 3 mm ze souboru 60 řezů. Trunkační artefakt (šipka) se zde jeví jako důsledek pohybu pacienta [15].



Obrázek 2.1.42: Reformátovaná koronální rovina ukazuje pravou příčinu artefaktu. Kvůli relativně velké tloušťce řezu je zde Gibbsův artefakt. Rozostřenost obrazu je způsobena anizotropickým prostorovým rozlišením [15].

### 2.1.8 Artefakt částečného objemu

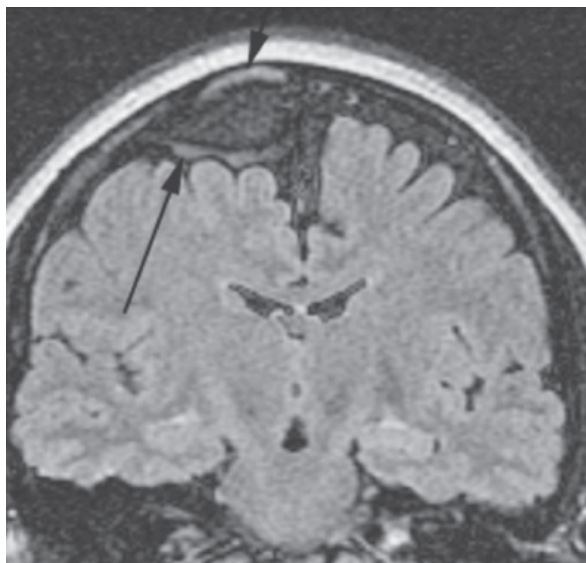
Efekt parciálního objemu popisuje ztrátu kontrastu mezi dvěma přiléhajícími tkáněmi o různých signálových intenzitách ve stejném voxelu. Objekty menší než velikost voxelu ztrácí svou identitu a dochází ke ztrátě detailu, a zhoršení prostorového rozlišení. Obecně se tyto artefakty projeví ve směru  $G_{SS}$ , kde je voxel větší s ohledem na rovinné rozlišení. Zároveň je lze pozorovat, jsou-li struktury umístěny šikmo vzhledem k zobrazované ploše, nebo jako vliv průtokových jevů. V mnoha případech je rychlost proudících částic prostorově rozptýlena ve voxelu, který na okraji cévy může obsahovat jak pohyblivou krev, tak stacionární tkáň. Ve voxelech s nepravidelnou distribucí pohybujících se částic je průměrná rychlost spočtena s ohledem na lineární vztah mezi fázovou a průtokovou rychlostí (protikladně k Dopplerově ultrasonografii, kde je absolutní vrcholová rychlost měřena jako maximální frekvence). Simulovány jsou tak pseudoléze, zhoršena je vizualizace nízko-kontrastních abnormalit na snímku, a může dojít k úplné ztrátě signálu v dané oblasti léze [8–10, 12, 17, 18, 25].

Intenzita signálu ve voxelu s více tkáňovými typy je úměrná součtu individuálních signálů z tkání. Například pro 50 % zastoupení jednotlivých složek ze dvou signálů (tuk – vysoká signálová intenzita a kost – nulová intenzita) se zobrazení projeví v centrálních odstínech šedi s ohledem na barevné spektrum šedé barvy. Všeobecný vztah pro jakýkoliv součet  $n$ -tkání je:

$$S_{PV} = f_1 \cdot S_1 + f_2 \cdot S_2 + \dots + f_n \cdot S_n, \quad (2.1.8.1)$$

kde  $f_n$  je frekvenční část voxelu s tkání o intenzitě signálu  $S_n$  a  $\sum f_n = 1$ . V případě zobrazování nazálních dutin nebo plic je vzduch rovněž považován za „tkáň“. Na snímcích (2.1.44) jsou zobrazeny dva přilehlé úzké řezy v porovnání s dvojnásobnou tloušťkou řezu. Dojde-li ke zprůměrování dvou řezů na základě rovnice (2.1.8.1), pak je výsledek téměř shodný s porovnaným snímkem. Technicky však není možné provést opačnou operaci pro snímek s větší tloušťkou řezu, neboť podíl tkání v něm obsažených není předem znám. Z toho důvodu se jako nejvhodnější řešení zavádí opětovné skenování dané oblasti s vyšším rozlišením [9].

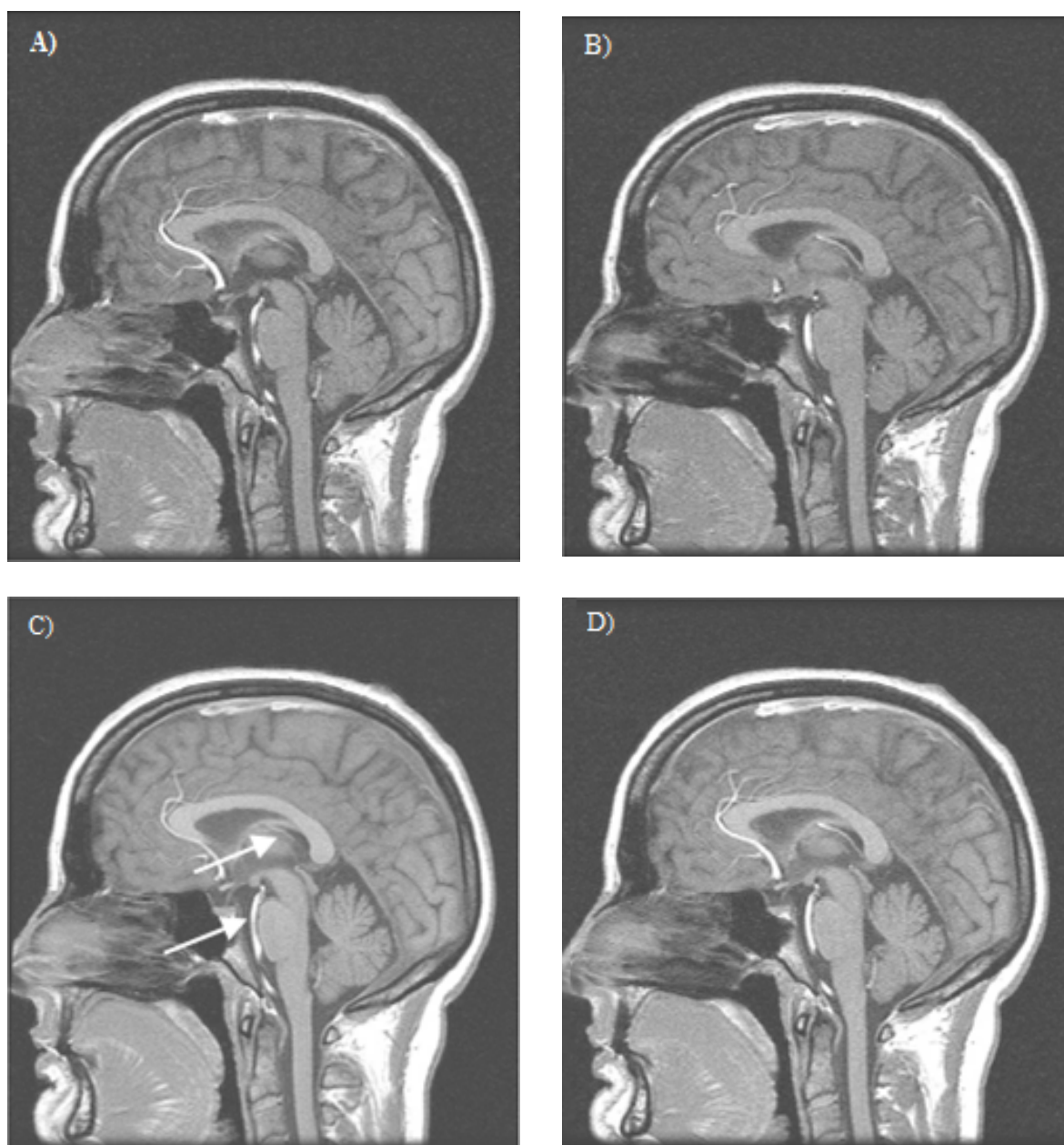




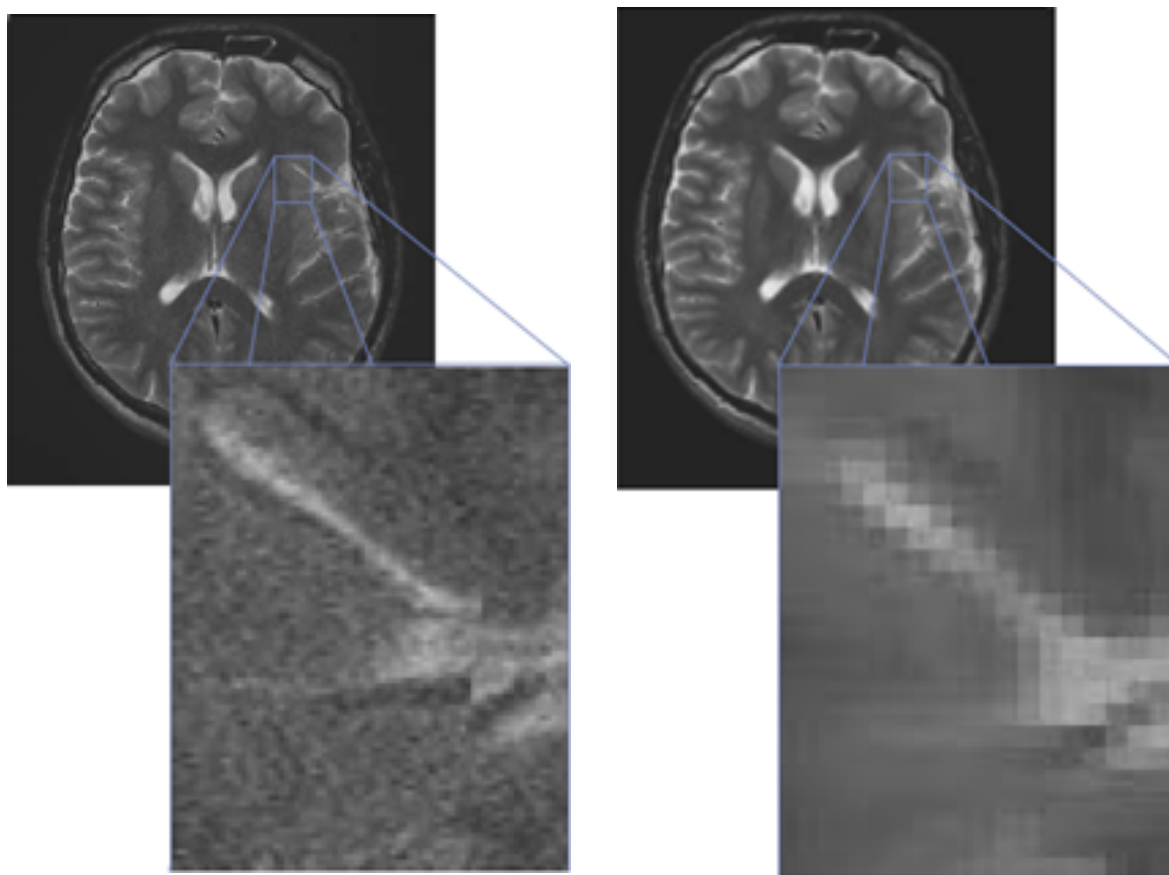
Obrázek 2.1.43: Efekt částečného objemu při zobrazování pravé konvexity. Signál okolo léze vznikl důsledkem jevu s názvem flow-related enhancement cerebrospinálního moku [1].

**Metody odstranění artefaktu částečného objemu** Voxely mívají objemové rozměry přibližně  $1 \times 1 \times 5 \text{ mm}^3$ . Lidské tělo je komplexní soubor atomů a molekul, a proto i relativně takto malý voxel v sobě může obsahovat informace o více tkáních. Určení velikosti voxelu vychází z klinické praxe a informací o lézích a rozměrech anatomických struktur člověka. Při zobrazování vnitřního zvukovodu se průměr řezu nastavuje na 3 mm, neboť je známo, že nervové vlákno má cca 4 mm v průměru a léze od 2 do 3 mm. Pro zobrazování jater jsou vhodné řezy o tloušťce 7 až 10 mm, protože se jedná o větší orgán a klinicky významné patologie mohou dosahovat velikostí 5 až 10 mm. Při zobrazování hrudního koše lze očekávat, že většina voxelů obsahuje plicní tkáň, srdeční svalovinu a mezižební svaly, avšak na okrajích (např. v místě styku mediastina a plicního laloku) budou určité voxely obsahovat směs těchto tkání. Analogicky v dutině lební mohou některé voxely zahrnovat jak šedou, tak bílou hmotu mozkovou a v okolí mozečku by se do nich promítl rovněž CSM. Na všech výsledných snímcích je zobrazen vážený průměr signálů z jednotlivých voxelů. Na obrázku 2.1.45 jsou reprezentovány dva extrémy při výběru velikosti voxelu. Efekt částečného objemu nemůže být odstraněn kompletně, protože čím menší je velikost voxelu, tím delší je doba akvizice. [9, 10].

Artefakt částečného objemu je rovněž často minimalizován správnou orientací řezu, jak je uvedeno na obr. 2.1.46. Z pokročilejších technik pro redukci artefaktů je možné aplikovat například 3D Fourierovu transformaci k vyobrazení tenkých oblastí bez rušivých mezer se signálovou ztrátou a pro usnadnění reformatingu alternujících obrazových ploch, popřípadě dodatečnou akvizici 2D snímků.

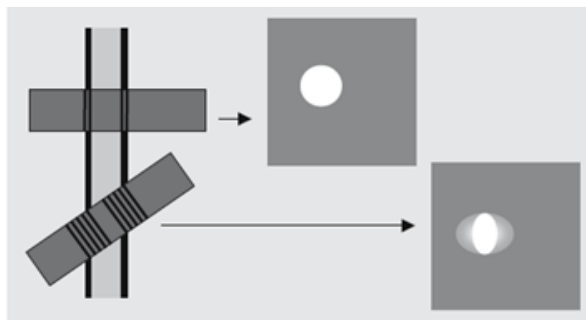


Obrázek 2.1.44: A, B: Přilehlé tenké řezy v okolí centrální oblasti mozku. C: Řez, pokrývající stejný objem jako dva tenké řezy, vykazuje změny v signálových intenzitách (šipky). D: matematický průměr dvou tenkých řezů vykazuje stejné změny jako jeden řez o větší tloušťce [9].



Obrázek 2.1.45: Vpravo: sken lebky s vysokou rozlišovací schopností a voxely o objemu  $0.25 \times 0.25 \times 3 \text{ mm}^3$ . Doba akvizice: 8 min 23 s. Vlevo: snímek stejné anatomické struktury s velikostí voxelu  $1 \times 1 \times 3 \text{ mm}^3$ , s nízkým SNR a zřetelným efektem částečného objemu. Doba akvizice: 2 min 5 s [9].

3D zobrazování však vyžaduje menší velikost voxelu, aby byla zajištěná souhlasná kvalita jednotlivých řezů. Další pomocnou metodou je interpolační algoritmus retrospekčního reformatingu 2D dat. Pro zobrazení relativně malých tkáňových struktur by neměly být používány saturační techniky „fat sat“ a „opposed-phase“, aby nedošlo ke ztrátě detailů v obraze. [10, 14, 15].



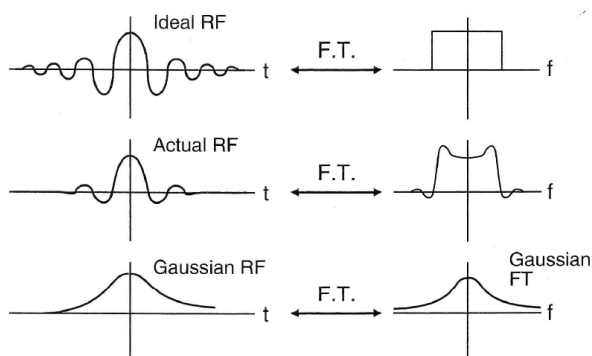
Obrázek 2.1.46: Efekt částečného objemu při zobrazování řezu vychýleného z roviny kolmé na longitudinální osu cévy. Průsvit cévy se tedy na tomto vychýleném snímku jeví jako menší [12].

### 2.1.9 Cross-talk, cross-excitační artefakt

Fyzikální podstata těchto artefaktů je velmi podobná, ačkoliv se jednotlivé jevy liší v názvech. FWHM (efektivní šířka) excitačního impulsu by měla odpovídat polovině jeho amplitudy, nicméně ve skutečnosti dosahuje okolo 10 %. Výsledkem je excitace přilehlých řezů, které jsou vystaveny emitované energii RF impulsu ze sousedních spinů. Energie tlačí vektor síťové magnetizace k příčné rovině, a tak dochází k jejich saturaci v době excitace (efekt cross-excitace) a ke snížení obrazového kontrastu.

Cross-talk vzniká šířením emitované energie ze spin-mřížkové relaxace do excitovaných spinů přiléhajících řezů. Tento jev nemůže být nikdy eliminován, protože je inherentní v emitaci signálu z protonových spinů. Výsledný snímek je tak spíše  $T_1W$ , což představuje problém u PDW a  $T_2W$  snímků. Oba fenomény jsou ještě více akcentovány u  $180^\circ$  refokusačních impulsů (IR, FSE sekvence) [1, 13, 27, 28]. Na prvním snímku (z pohledu řazení při konkrétním vyšetření) nebývá signálová intenzita snížena. Tkáň v překrývajících se oblastech je excitována oběma řezy, a tak dojde k výraznému zkrácení efektivní doby  $T_R$  oproti předem nastavené hodnotě. Kvůli nedostatečné době pro relaxaci je signálová intenzita slabá, a tak je sníženo také SNR. Podobný efekt je přítomen u šikmých akvizic s vysíláním RF impulsu z různých úhlů (viz dále) [9, 24, 28].

Důvodem pro oblý tvar řezových profilů je podstata selektivní excitace. Fourierova transformace RF impulsu nemá ideální obdélníkový tvar. Signálová RF vlna navíc obsahuje čeřiny, boční výchylky, nadkmity a podkmity. Frekvenční spektrum RF impulsu s intenzitou dodanou gradientem nedefinuje pouze šířku řezu, ale také jeho profil. Aby bylo možno získat zcela obdélníkový profil excitace, kde by byly všechny protony vystaveny přesně  $90^\circ$  impulsu a všechny protony mimo řez by excitovány nebyly, musela by amplituda impulsu odpovídat funkci sinc ( $\sin(x)/x$ ), která je však v časové doméně nekonečná, a proto je nutné provést její zkrácení. Ořezání funkce sinc odpovídá aplikaci cylindrického



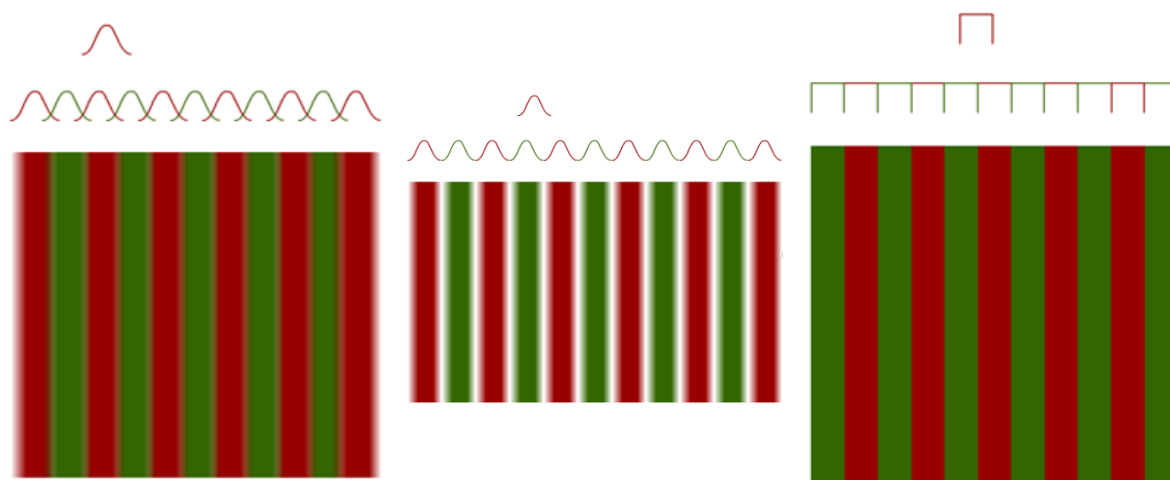
Obrázek 2.1.47: Skutečný RF signál má finitní časové rozložení, což vytváří postranní zákmity. Gaussov RF impuls má Gaussovu FT. [1].



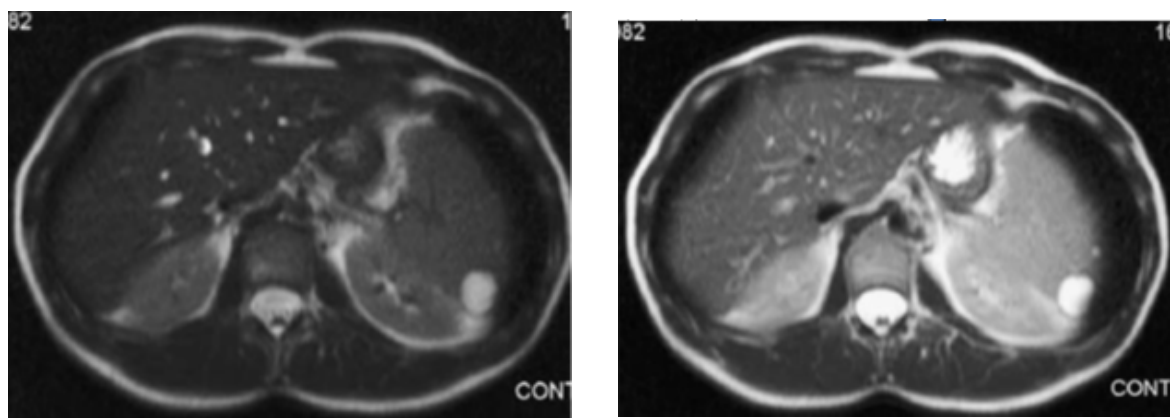
Obrázek 2.1.48: Vpravo: čárkovně je vyznačen ideální průběh RF excitačního impulsu. V praxi je ovšem průběh zakřivený do oblouku, jehož efektivní šířka (FWHM) definuje šířku řezu. Vlevo: příliš malá mezera mezi jednotlivými řezy způsobí překrytí RF impulsů [9].

filtru a výsledný excitační profil tak vypadá jako obdélníková funkce s konvolučním příspěvkem funkce sinc. Kvalitnějším přístupem je využití apodizační filtrace (vynásobení s funkcí filtru Hanning nebo Gaussian) pro odstranění nadkmitů, ačkoliv dojde ke zvětšení FWHM) [9].

**Metody eliminace cross-talk a cross-excitačního artefaktu** Cross-talk artefakt není na snímku jednoznačně identifikovatelný, a proto je doporučováno se vždy obrátit na příručku výrobce dané MR modality a optimalizovat správné nastavení intersekčních mezer před samotným vyšetřením. Velikost mezer je každým výrobcem definována jinak (v milimetrech nebo v procentech tloušťky řezu). Pro rutinní 2D zobrazování je doporučována velikost mezery minimálně 25 %, jiný výrobce může stanovit pro daný zobrazovací protokol mezery odpovídající 10 % až 50 % tloušťky řezu, kdy u IR sekvencí je nejčastěji uváděno alespoň 20 %. Nadměrná velikost intersekčních mezer totiž prudce sníží rozlišení snímku, neboť tkáně uvnitř mezer nejsou zobrazeny vůbec, a existuje značné riziko, že v některé z mezer je ukryta léze. Je-li tloušťka řezu zvolena na 5 mm, doporučuje se použít 2 mm mezery (40 % tloušťky řezu) [10].



Obrázek 2.1.49: Vlevo: nedokonalý profil řezu; uprostřed: intersekční mezery; vpravo: správný RF profil [27].



Obrázek 2.1.50: Axiální HASTE snímek ( $T_R = 336$  ms,  $T_E = 62$  ms) ukazuje vliv cross-talk artefaktu na obrazový contrast a SNR. Vlevo: velikost mezer mezi řezy 0 %. Vpravo: mezery o velikosti 100 % a zvýšený signál po aplikaci metody prokládaných řezů [8].

Zároveň je možné RF impuls prodloužit s cílem dosažení obdélníkového profilu impulsu pro daný řez. Hlavní nevýhodou této metody je, že dojde minimálně ke zdvojnásobení doby skenu a v průběhu jedné sekvence se artefakt redukuje jen nepatrně. V situacích, kdy je nutné vizualizovat celý objem za krátkou dobu, se preferují 3D zobrazovací techniky [1, 10, 27].

Moderní MR technologie umožňuje metodu prokládaných řezů jako praktický způsob akvizice řezů jinak než sekvenčně. Střídané řezy jsou excitovány a děleny do dvou akvizic. Tímto způsobem

má vytvořená křížová excitace přilehlých řezů dostat času (trvání celé jedné akvizice) pro kompletní rozložení magnetizace před tím, než dojde k následné excitaci. První akvizice tedy zahrnuje řezy 1, 3, 5, 7 a druhá pak 2, 4, 6, 8. Řezům 1 až 7 je poskytnuta k emitaci signálu doba minimálně 1 minuty, zatímco sudé řezy jsou excitovány. U této metody není nutné upravovat velikosti intersekčních mezer (akvizice probíhá se 100 % mezerami). Některé moderní MR systémy zahrnují výpočetní algoritmy pro úpravu RF impulsu do obdélníkového tvaru ještě před excitací. Modifikace RF impulsu však může vést k signálové ztrátě [13, 24].

#### 2.1.10 Slice-overlap artefakt (vzájemná interference snímků)

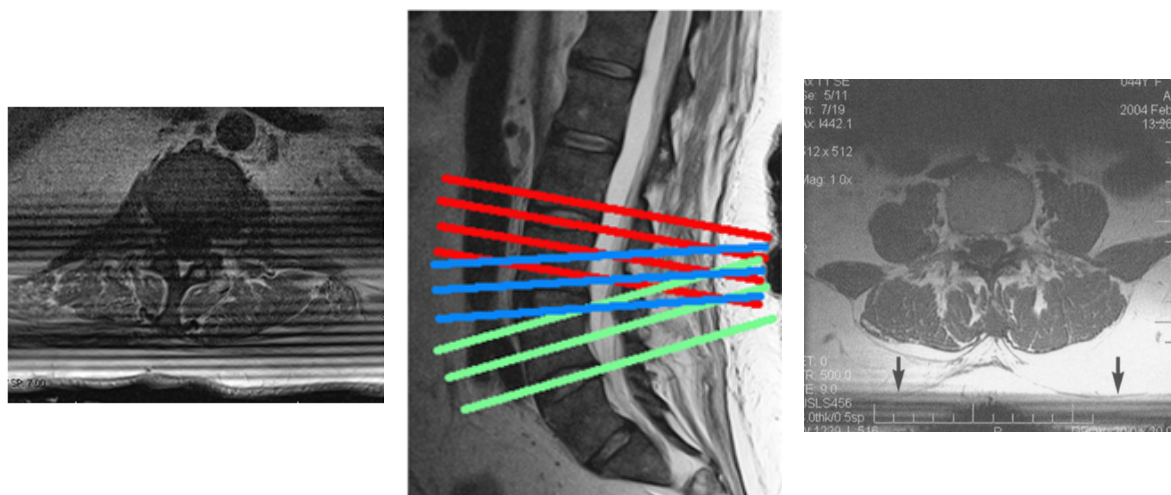
Nesourodá RF energetická vlna aplikovaná na přilehlé řezy během multiřezové akvizice vede ke ztrátě kontrastu vlivem zkřížené excitace přiléhajících šikmých řezů. Tmavé pruhy na snímcích představují signálovou ztrátu (viz obr. 2.1.51). Protonové spiny v místě překrytí jsou vystaveny vícenásobnému RF záření než je tomu u spinů jiných řezů, a proto je jejich ustálená magnetizace redukována saturací. Artefakt je nejčastěji přítomen u vyšetření *spina lumbalis*. Pokud nejsou řezy, získané na různých intervertebrálních discích, paralelní, potom dochází ke vzájemnému překrytí. Jsou-li dvě roviny (např. u segmentů  $L_{4-5}$  a  $L_5 - S_1$ ) snímány ve stejnou dobu, pak rovina zobrazená jako druhá v pořadí bude obsahovat energii ze spinů, které již byly satureovány. Toto vyústí v signálovou ztrátu ve směru horizontálním, někdy i v nejhorším případě posteriorně.

Řešením je využít kaskádní (zřetězený) akviziční mód namísto sekvenčního způsobu zobrazování, přičemž je nabíráno několik mezerami oddělených, multiřezových akvizic s následným automatickým, sousledným uspořádáním během zpracování obrazu [8, 10, 19, 29].

#### 2.1.11 Kontaminace „out-of-slice“

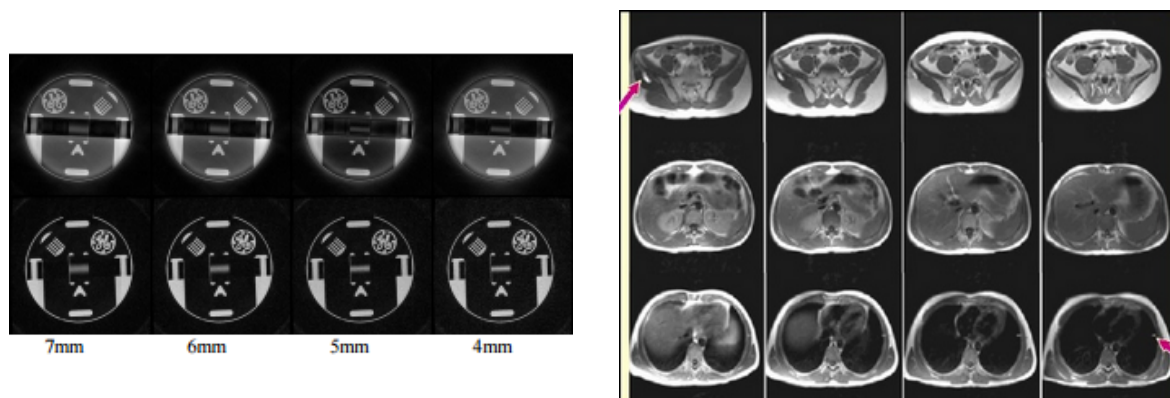
„Out-of-slice“ kontaminace je jev vznikající při UTE zobrazování (tkáň s velmi krátkou dobou  $T_2$ ) na větším množství snímků kvůli aplikaci gradientní cívky s nadměrným aktivním objemem, specificky při zobrazování s tloušťkou řezu okolo 10 mm. Postranní oblouky RF impulsu  $G_{SS}$  vyvolají artefakty, které se zobrazí na větším počtu snímků ve směru  $G_{FE}$  s konstantním rozložením [15]. Gradient  $G_{SS}$  vykazuje nelineární vlastnosti s rušivými kmity na koncích svého sklonného profilu. Důsledkem je excitace v k-prostoru ve formě aliasingu nebo signálové mezery a v důsledku vlivu na nízkofrekvenční oblasti k-prostoru může dojít ke kontaminaci snímku signálem pocházejícím z oblasti mimo nabíraný řez. Tyto chyby v tvaru gradientních impulsů jsou se pohybují v řádu 0.1 % velikosti jejich amplitudy; poškozují však profil řezu. Fenomén je rovněž způsoben nepatrnou nelineární odchylkou gradientních zesilovačů, a proto může míra poškození řezového profilu při byť jen malé změně tloušťky řezu výrazně kolísat. Aplikace fixní formy gradientního impulsu a změna





Obrázek 2.1.51: Artefakt multiřezové interference se schématickým zobrazením multiřezové akvizice v různých úhlech snímání [8, 19].

tloušťky řezu rekalkulací obálky RF signálu dramaticky snižuje variabilitu kontaminace tímto artefaktem [30].

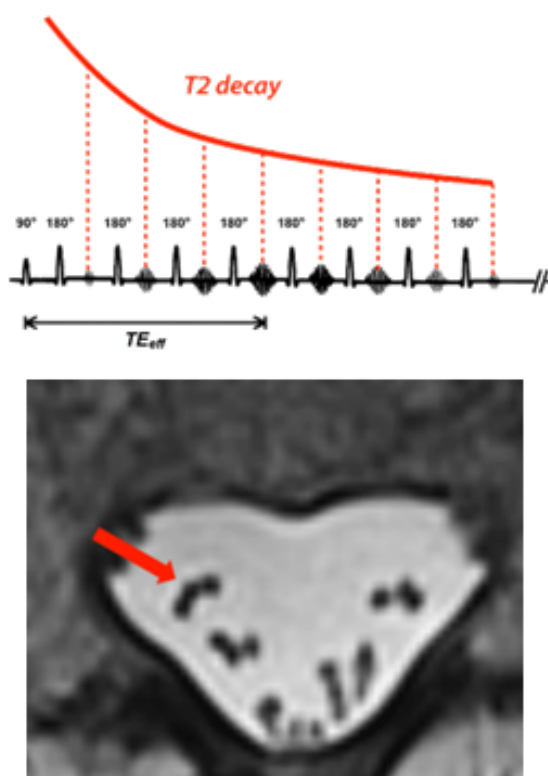


Obrázek 2.1.52: Měření na fantomu. Vlevo nahoře: tloušťka řezu je upravena konvenční metodou, tedy změnou intenzity gradientu. „Out-of-slice“ signál se monotonicky nemění. Například pro tloušťku 5 mm vykazuje snímek velmi nízký signál, zatímco pro 4 nebo 6 mm téměř žádný. Vlevo dole: tloušťka řezu je měněna zachováním konstantní gradientní křivky a rekalkulací RF obálky. Kontaminační signál zůstává pro všechny snímky konstantní. Vpravo: šipky indikují „out-of-slice“ kontaminaci napříč všemi řezy [31].

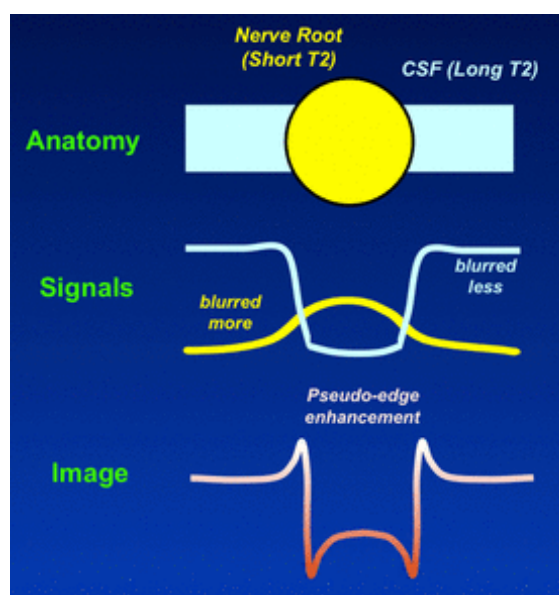


2.1.12  $T_2$ -blurring, pseudo-edge enhancement

Intenzita signálu různých tkání při zobrazování pomocí sekvencí CSE a FSE se může lišit. Důvodem bývá několik fyzikálních jevů, jako např. J-coupling (vazba Larmorovy frekvence na větším množství spinů), magnetizační přenos (výměna energie po excitaci RF impulzu mezi vázanými ionty vodíku v makromolekulách a volnými molekulami vody) nebo snížená citlivost na susceptibilitu – více v publikacích [9, 15, 23]. Nejdůležitějším jevem u FSE a EPI sekvencí je tzv. filtrování k-prostoru. Základní idea spočívá v tom, že  $T_2$  relaxace probíhá během každého  $T_R$  intervalu při plnění řádků k-prostoru. Každé echo je tedy nabíráno v různých částech  $T_2$  relaxační křivky a řádky k-prostoru jsou nerovnoměrně váženy, což způsobí změny kontrastu během náběru dat [19].



Obrázek 2.1.53: Nahoře: Schéma filtrování k-prostoru. Dole: Ohraničení s vysokou intenzitou a jasnem okolo lumbálních nervových drah [19].



Obrázek 2.1.54: Zakalení signálu na rozhraní dvou tkání s odlišným parametrem  $T_2$  [19].

Celkový kontrast snímku je určen daty nabíranými poblíž centra k-prostoru ( $T_{E\text{eff}}$ ), zatímco dřívější a pozdější echa reflektují vysoké prostorové frekvence z periferie k-prostoru. Tyto periferní řádky, získané v různých dobách  $T_E$ , mají intenzitu signálu modulovanou  $T_2$  relaxací, a to způsobí  $T_2$ -blurring, neboli zakalení snímku.

Zakalení snímku je přímo úměrné délce  $T_E$ , tedy množství nabrané signálové odezvy. Nejvíce prostorového zakalení se projevuje u velmi krátkého  $T_{E\text{eff}}$ , protože kroky fázového kódování o vysokých řádech, které detailizují okraje snímku, jsou plněny pozdně emitovanými echy. Z toho důvodu vykazují  $T_1W$  a PDW obrazy nejvíce zakalení. Příkladem z klinické praxe bývá zakalení jemného natržení menisku kolene (PDW FSE).

CSM má velmi dlouhou relaxační dobu  $T_2$ , a tak je většinou vyobrazen standardně.  $T_2W$  FSE zobrazování tedy není pro tkáň s dlouhou dobou  $T_2$  problematické a zakalení k-prostoru se neprojevuje. U pevných látek s krátkou dobou  $T_2$  však existuje podstatný rozdíl v intenzitě signálu mezi brzkými a pozdními echy.

Jsou-li tkáň s dlouhým a krátkým  $T_2$  srovnány, může se objevit paradox zvaný pseudo-edge enhancement. Jedná se o běžně pozorovaný jev na axiálních  $T_2W$  FSE snímcích lumbální páteře, kde se u nervových drah projeví atypické zesvětlení. Mechanismus je vysvětlen na snímku č. 2.1.54. Zakalené signálové odezvy z nervových drah infiltrují přiléhající vysokointenzitní signál CSM s výsledkem zvýšení jasu v okolí nervových drah tvrdé pleny mozkové [19].

## 2.2 Mechanické a fyziologické vlivy pacienta

Pohybový artefakt je jedním z nejčastějších snímkových ukazů, jehož příčinami bývají: respirace, srdeční kontraktilita, krevní tok, pohyb očního bulbu, polykání a náhlý pohyb pacienta (kašel, bolest).

Rozdělují se na „view-to-view“ efekty a „within-view“ efekty. První skupina je zapříčiněna pohybem vyskytující se mezi akvizicemi postupných kroků fázového kódování. Nekonzistentní lokalizace a nesourodá intenzita signálu emitovaného protonovými spiny, jež jsou v době snímkování v pohybu, způsobí chybu v umístění fázové informace („phase mismapping“).

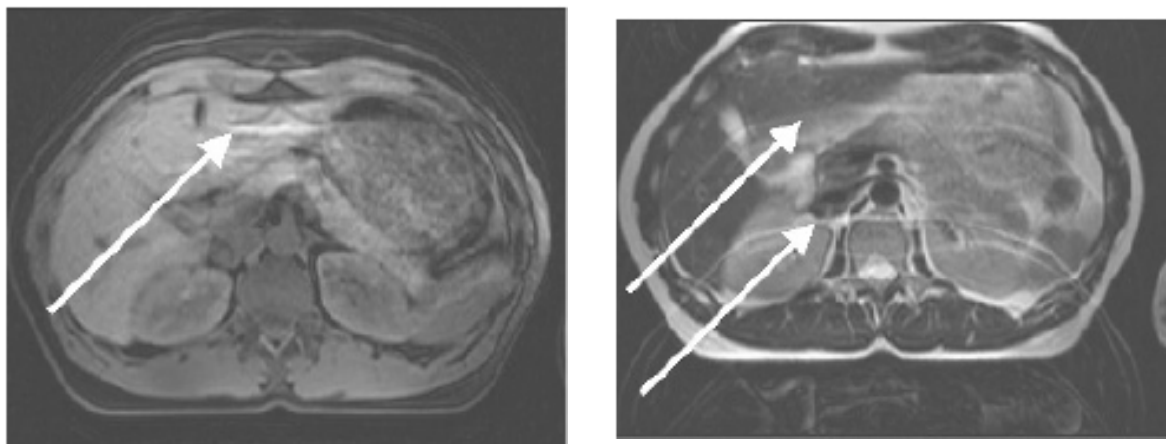
Jako „within-view“ efekty jsou označovány pohybové jevy vyskytující se mezi okamžikem RF excitace a vzorkováním signálu, což vede k nekoherentnímu rozfázování protonových spinů v důsledku pohybu v okamžiku emise signálové odezvy. Důsledek je manifestován snížením SNR a jistou zakaleností obrazu [10].

### 2.2.1 Chyba v registraci fáze („phase mismapping“)

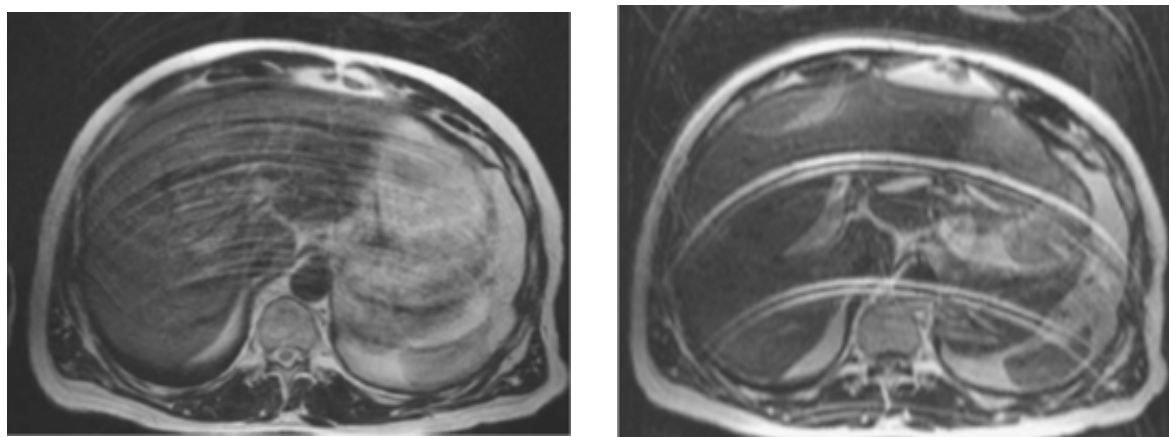
Zatímco jsou tkáně v pohybu, jejich protony mění svou pozici v čase, a tak jsou vystaveny různým intenzitám RF impulzu. Směr fázového kódování je poškozen pro rozdíl v době akvizice mezi kódováním  $G_{PE}$  a  $G_{FE}$ . Vzorkování frekvenčního kódování ve všech řádcích matice (128, 256 a 512) probíhá během jediného echa (v řádech ms), zatímco vzorkování ve směru  $G_{PE}$  trvá několik sekund, popřípadě minut kvůli náběru všech vektorů z k-prostoru pro FT.

Většina fyziologických pohybů (i pohybů náhodných) trvá v řádech ms nebo sekund, a proto směr  $G_{FE}$  neovlivní (pokud ano, pak jen ve formě mlhavé struktury). Citlivost měření na pohyb je dána množstvím frekvenčních a fázových destabilizací mezi postupnými odezvami. Pokud je časování náběru odezev relativně pomalé, pak jsou artefakty rozsáhlé, předpokládá-li se ustálený pohyb. U segmentovaných technik jako je ETSE sekvence se např. dechový pohyb může objevit ve více liniích jako tzv. žaluzie (vícenásobné, při periodicitě evidistančně rozložené repliky hrudního koše, superponované na celé FOV ve směru  $G_{PE}$ ). Počet a odsazení rušivých replik je dán počtem segmentů v této sekvenci, zatímco subkutánní tuková tkáň zesiluje jejich intenzitu [8, 18, 24].

Náhodný pohyb je řazen do skupiny „within-view“ efektů a zahrnuje gastrointestinální peristaltiku, polykání, kašlání či posun očního bulbu. Za náhodný pohyb lze rovněž pokládat jakékoliv vychýlení pacienta z iniciační polohy, do které byl uveden před vyšetřením, z důvodu náhlé bolesti, chvění, svrbění či nervozity [1].



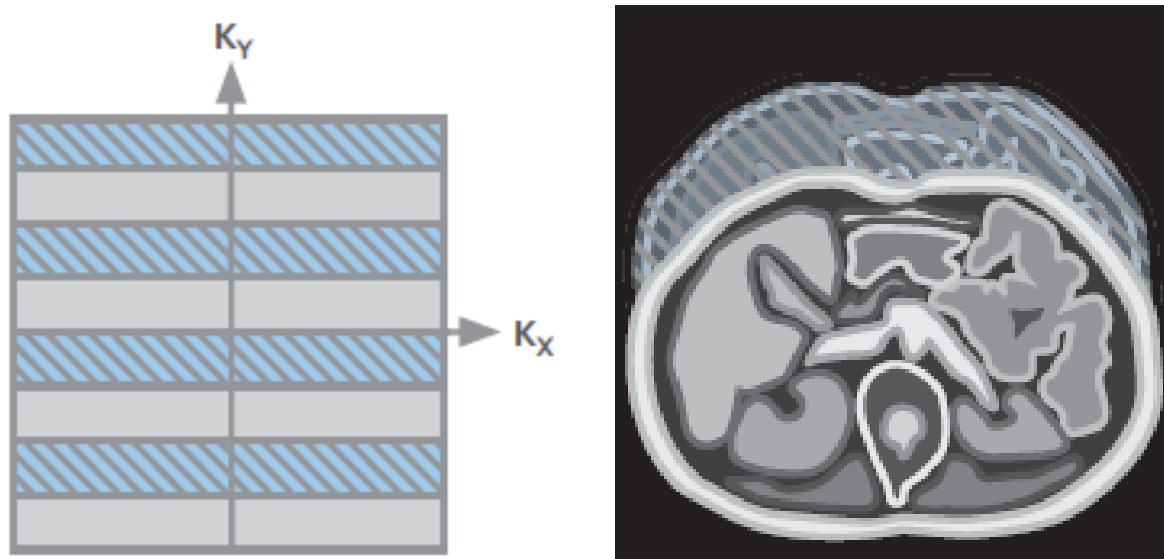
Obrázek 2.2.1: Respirační pohyb u různých sekvencí. Vlevo: spoiler GRE, abdomen,  $T_R = 159$  ms. Vpravo: ETSE, abdomen  $T_R = 4000$  ms [24].



Obrázek 2.2.2: Srovnání periodického a aperiodického pohybu.  $T_2W$  TSE snímek,  $T_R = 2200$  ms,  $T_E = 103$  ms. Vpravo: periodické dýchání vede ke ghosting artefaktu [9].

### 2.2.2 Ghosting artefakt, difuzní obrazový šum („blurring, smearing“)

Ghosting artefakt je způsoben pravidelnými periodickými pohyby, nejčastěji tokem CSM, srdeční kontraktilitou či cévní pulzací. Jedná se o stejně vzdálené repliky pulzující struktury, jejichž velikost je úměrná amplitudě pohybu a intenzitě signálu pocházejícího z pohyblivé tkáně. Artefakt je s rostoucí vzdáleností od pohyblivé struktury zeslabován. Může být reprodukován i mimo oblast anatomické tkáně v rozsahu stejného FOV [8, 27].



Obrázek 2.2.3: Vznik artefaktu během inspira a expiria. Nádech (čárkovaně), výdech (barevně) [18].

Srdeční aktivita způsobuje signálovou ztrátu v oblasti srdce a v obklopujících strukturách. Ghosting artefakt vyvolaný pulzující cévou lze poznat dle podružných struktur odpovídajících průřezu a tvaru cévy [10]. Problematika pulzačních artefaktů a eliminační metody GMN jsou vysvětleny podrobněji v kapitole o průtokových jevech.

Matematickou formulaci pro výpočet vzdálenosti ghosting artefaktu ( $GD = \text{„ghosting distance“}$ ) v pixelech od jejího agens lze navzdory zdánlivě komplexní fyzikální povaze vyjádřit za předpokladu striktní periodicity následovně:

$$GD = \frac{T_R \cdot N_{PE} \cdot NEX}{T_p} = ST \cdot f_p [\text{px}], \quad (2.2.2.1)$$

kde  $f_p$  odpovídá frekvenci daného pohybu. Pulzační frekvenci aorty lze považovat za stejnou jako u srdeční kontraktility. Jedna sekunda je tedy jedna perioda pohybu, pakliže srdce tepe frekvencí 60 bpm. Při parametrech  $T_R = 500 \text{ ms}$ ,  $NEX = 1$ ,  $N_{PE} = 256$  je velikost ghosting artefaktu dána rovnicí:

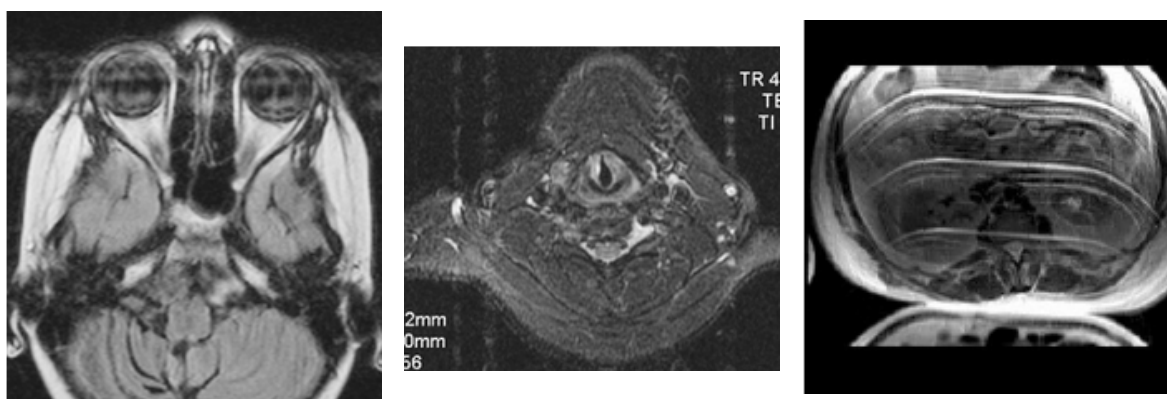
$$GD = \frac{0.5 \cdot 256 \cdot 1}{1} = \frac{128}{1} = 128 \text{ px}.$$

V daném obraze tak budou zobrazeny 2 repliky ghosting artefaktu (u dvojnásobné srdeční frekvence pak získáme pouze jednu repliku).

Vzdálenost mezi jednotlivými replikami se mění se směrem pohybu, amplitudou a periodicitou vztahenou k intervalu vzorkování ve směru  $G_{PE}$  ( $T_R$ ). S amplitudou pohybu se tak přímoúměrně mění

intenzita replikace. Struktury mohou být světlé či tmavé, přičemž záleží na fázi pulzující krve s ohledem na fázi struktur v pozadí. Jsou-li všechny tkáňové struktury ve fázi, pak bývá artefakt zesvětlen, a naopak.

Aperiodický pohyb způsobuje rozptýlený obrazový šum („blurring“ nebo „smearing“). Pohyb okem (obr. 2.2.4 vlevo) je zobrazen podél celé osy  $G_{PE}$ , ačkoliv se pohyb samotný uskutečňuje na velmi malé ploše [8, 16, 29].



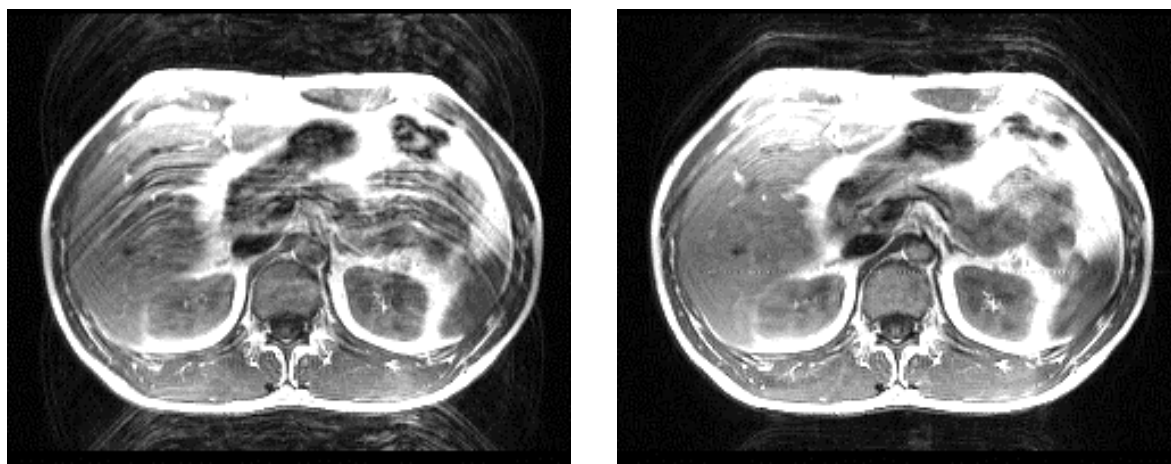
Obrázek 2.2.4: Srovnání „ghosting“ a „smearing“. Zleva: Smearing na FLAIR snímku vlivem pohybu očního bulbu [1]. Snímek hrdla, ghosting artefakt vlivem krčních tepen a žil [1]. Snímek hrudní oblasti s periodickým dýcháním a ghosting artefaktem [25].

**Metody eliminace pohybových artefaktů** Podrobný popis jednotlivých metod pro eliminaci pohybových artefaktů není předmětem této práce, čtenář si je však může nastudovat v jedné z těchto dokonale zpracovaných publikací: [15, 23, 24, 32, 33].

**Úprava zobrazovacích parametrů** Modifikací základních parametrů každého vyšetření lze docílit požadované eliminace. Zvýší-li se  $T_R$ ,  $N_{PE}$ , nebo NEX, pak lze zamezit zobrazení replik v dané oblasti zájmu s případným zkrácením velikosti matice ve směru  $G_{PE}$ . Je-li FOV příliš malé, repliky mimo FOV mohou být aliasingem přeneseny do obrazu [8]. U moderních přístrojů se využívá tzv. „view-reordering“ („phase-reordering“) techniky, kde jsou vektory  $k$ -prostoru uspořádány tak, aby sousedící datové body na okrajích FOV byly co nejméně fázově odlišeny.

**Synchronizace sekvencí** Je-li pohyb dostatečně periodický, pak je možné synchronizovat sekvenci s pohybem (dechovým nebo srdečním cyklem). GRE sekvenci lze také využít pro zmírnění efektu intradurálního pohybu CSM na  $T_2W$  snímcích [12].

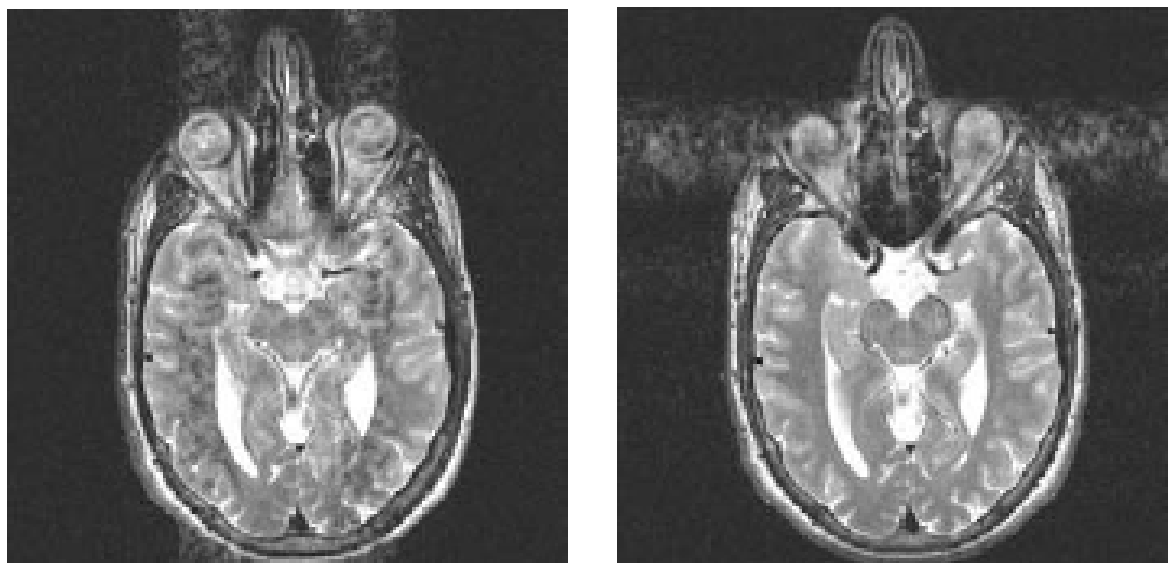
**LOTA (Long Term Averaging Method)** Jedná se o složkový algoritmus TSE sekvencí, kdy je průměrovací perioda (cca 150 ms) využívána pro nekolikanásobnou akvizici. LOTA neprodlužuje dobu měření, ačkoliv může být u konkrétních případů prodloužena doba obrazové rekonstrukce.



Obrázek 2.2.5: Rekonstrukce snímku abdomenu pomocí LOTA algoritmu (aperiodický pohyb) [25].

**Záměna  $G_{FE}$  a  $G_{PE}$**  Záměnou směrů kódování dojde k přetočení artefaktu na jinou část snímku, většinou o  $\pm 90^\circ$ . U sagitálního zobrazování lumbální páteře je  $G_{FE}$  nastaveno ve směru osy „z“ zobrazovacího prostoru.  $G_{PE}$  tedy představuje A-P směr (osu „y“). Pulsační artefakt z aorty podél směru  $G_{PE}$  způsobuje degradaci snímku ghosting artefaktem. Záměnou referenčních os dojde k efektivnímu odstranění artefaktů z oblasti zájmu. Rovněž se tato metoda dá využít u zobrazování kolene pro eliminaci artefaktu z podkolenní cévy [13].

**EKG hradlování (cardiac triggering, cardiac gating, ECG-guided MRI)** Při zobrazování srdce nebo větších cév je možné provést synchronizaci akvizice kroků fázového kódování v určitých časových okamžicích, kdy se pohyblivá tkáň (srdce) nachází ve stejné pozici, která je vyhodnocována buď pomocí 4-svodového EKG nebo pulsním oxymetrem. Systém detekuje vrchol R a skenuje s určitým zpožděním na základě EKG křivky. Jedná se o povinnou techniku u několika sekvencí (black-blood imaging, koronární zobrazování, kardiální perfuze), ale také v MRA (krevní tok, CSM tok, TOF zobrazování periferních vaskulárních struktur). Efektivní doba  $T_{R\text{eff}}$  je dána srdeční frekvencí. Jasný a zářivý signál, viditelný na prvním snímku po R vlně, je způsoben  $T_1$  relaxací spinů z předcházejícího srdečního cyklu („flashing“ efekt) [22, 28, 34].



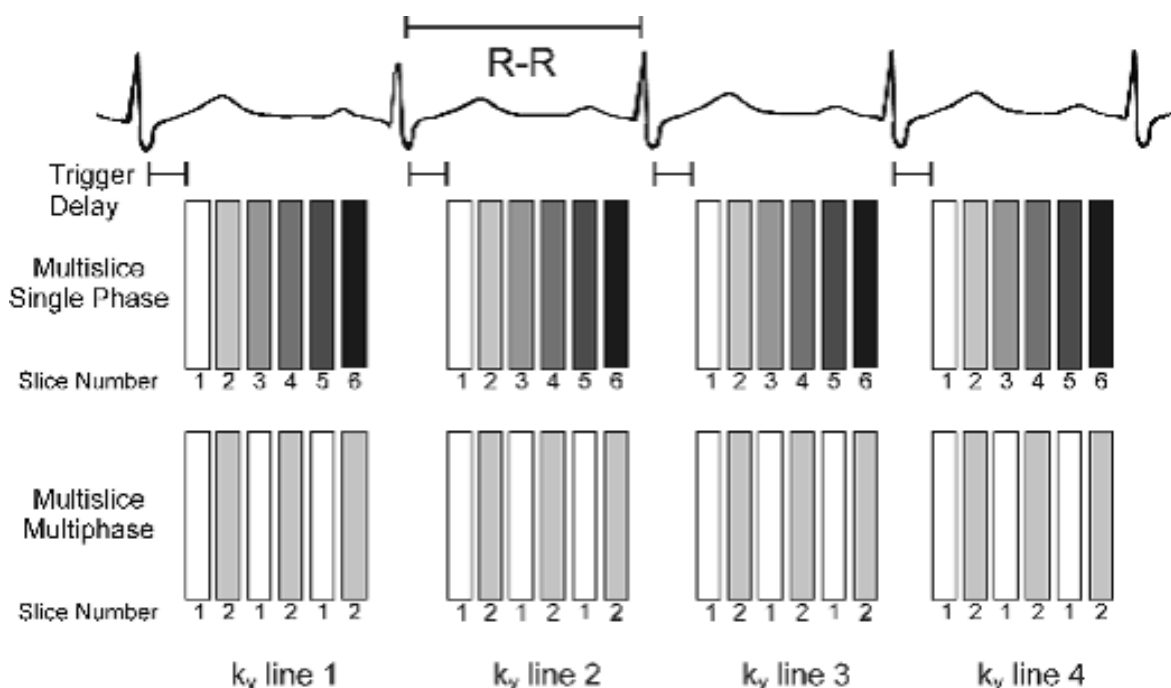
Obrázek 2.2.6: Záměna kódovacích směrů pro přemístění pohybového artefaktu [25].

**Srdeční kompenzace** Během této kompenzační techniky, ačkoliv méně efektivní než EKG hradlování, je kontinuálně nahrávána EKG křivka současně s náběrem dat. Posléze jsou data retrospektivně uspořádána pro eliminaci artefaktu. Diastola srdečního cyklu představuje stav minimálního pohybu srdce, a proto je náběr centrálních dat k-prostoru při  $G_{PE}$  prováděn právě v tuto dobu, zatímco okrajové řádky k-prostoru jsou nabírány při systolické půlplni [28].

**Respirační hradlování („respiratory gating“, „respiratory triggering“)** Hradlování respiračního cyklu může pomoci při eliminaci ghosting a blurring artefaktu z pohybu bránice. Nevýhodou je neefektivnost metody v důsledku omezeného počtu nabíraných částí dechového cyklu pro tvorbu snímku, a tím také prodloužení doby akvizice a  $T_R$  intervalů. Jedná se o synchronizaci  $T_R$  doby s periodicitou dýchání. Většinou se využívá spíše u sekvencí s dlouhým  $T_R$  ( $T_2W$  nebo PDW zobrazování).  $T_{R_{eff}}$  je tedy závislé na pacientově dýchání a počtu respiračních intervalů. Tuto metodu nelze využít u  $T_1W$  SE zobrazování nebo GRE sekvencí. Existují však speciálně vytvořené sekvence pro kontinuální sken s pevně stanoveným  $T_R$  a zároveň monitorováním dechové křivky [22, 27, 28].

Předpokládejme, že pacient dýchá s ustálenou rychlostí 20 nádechů za minutu. V tomto případě je respirační R-R interval dlouhý 3 s. Prakticky pouze 900 ms, tedy 30% respiračního intervalu, může být použito pro efektivní náběr dat, avšak s omezeným počtem snímků. Je-li potřeba nabrat 30 řezů a situace umožňuje pouze 20, musí být zdvojnásoben R-R interval a  $T_{R_{eff}}$  je tedy 6 s. Výsledkem je výrazné zlepšení SNR a pacient není zatěžován kontrolovaným apnoe [28].

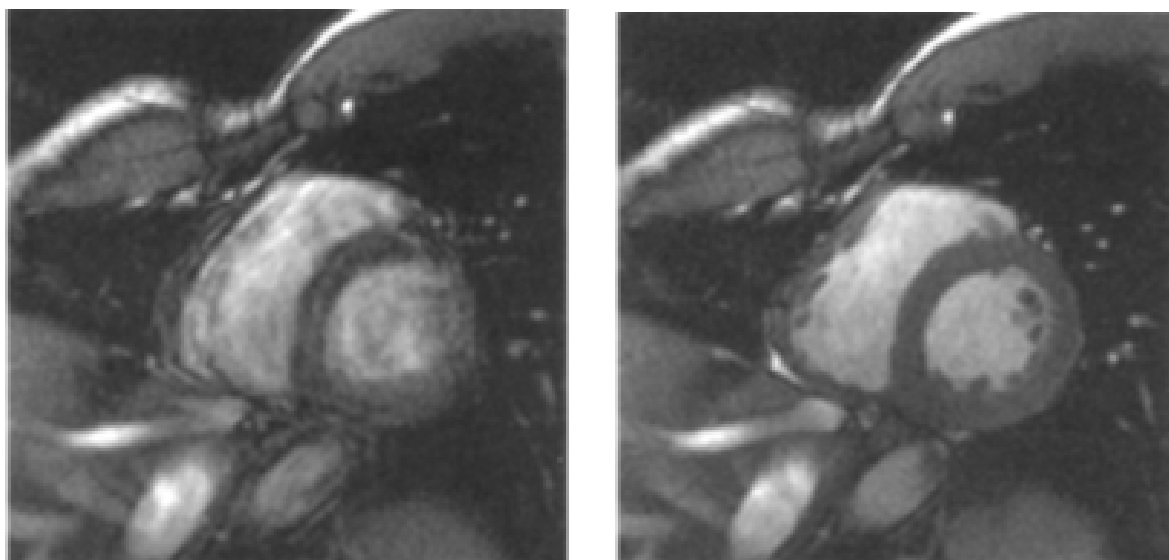




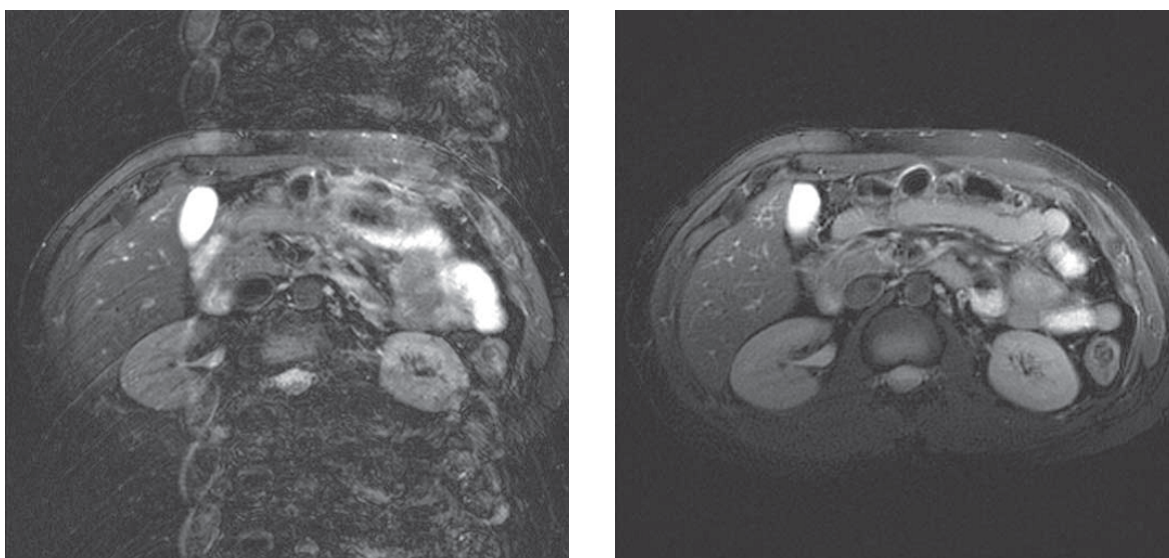
Obrázek 2.2.7: Schéma EKG triggeringu. R vlna je využívána jako iniciační bod pro vyslání RF impulsu. Většinou je tedy jeden krok  $G_{PE}$  nabírán během jednoho srdečního stahu.  $T_1$  kontrast je založen na R-R intervalu a není tolik závislý na definovaném  $T_R$  [15].

**Respirační kompenzace** U aperiodického dýchání je tato metoda efektivnější, než respirační hradlování. Kroky fázového kódování jsou synchronizovány s respiračním cyklem. Centrální řádky  $k$ -prostoru jsou nabírány tehdy, když amplituda pohybu je nejnížší a periferní řádky tehdy, je-li perioda nejvyšší. Centrální řádky představují kontrast a tvar snímku, kdežto periferní řádky zajišťují kvalitu na okrajích, a tak jsou snímky na okrajích většinou zakalené. Doba skenu je však minimalizována.

**ROPE (Respiratory Ordered Phase Encoding)** Zahrnuje monitorování pacientova respiračního cyklu pomocí vlnovcového kompenzátoru na bázi měchu. Výhoda této metody spočívá v signálové akvizici v postupném sledu bez vymezených časových intervalů; dokonce je tato metoda nezávislá na konkrétním definování  $T_R$ , čímž umožňuje přizpůsobení pro co nejkratší ST [1].



Obrázek 2.2.8: EKG hradlování. Krátkoosé vyobrazení srdce bez EKG triggeringu (vlevo) a s EKG triggeringem (vpravo) [15].



Obrázek 2.2.9: Konvenční T<sub>2</sub>W TSE axiální snímek s respiračním hradlováním. Vlevo: výrazné ghosting artefakty. Vpravo: Zlepšení po korekci pohybu pomocí BLADE (PROPELLER) sekvence [35].

**Saturační techniky** Prostorová presaturace se využívá především u pulzačních artefaktů. Presaturační impulzy mohou také redukovat polykání nebo dechový artefakt, pokud je pohyblivá struktura

(zářivá subkutánní abdominální tkáň) mimo oblast zájmu. „Fat sat“ techniky jsou rovněž hojně využívány a potlačují tukovou tkáň i v mediastinu, mesenteriu či retroperitoneu [1, 27]. Saturační pásy mohou být využity pro korekci pacientova nechtěného pohybu. V sagitálním zobrazování páteře jsou přední a zadní impulzy aplikovány pro redukci pohybu z polykání, srdečního tepu a dýchání [28].

**Navigační echa** Nadbytečné signálové odezvy, které nejsou fázově kódovány, jsou nabírány pro identifikaci polohy bránice. Vertikální čára soustředěná na okraji bránice je získána díky dvěma  $G_{SS}$  impulzům v ortogonální rovině a frekvenčnímu kódování ve směru pohybu. Díky známé pozici bránice lze spouštět akvizici nebo upravit fázové posuny v prvotních datech před rekonstrukcí snímku. Jsou vhodnou technikou při zobrazování abdominální oblasti a koronálních cév [16].

**Povrchové cívky, singálové průměrování** Nedávný zrod paralelních zobrazovacích metod poskytuje nové způsoby redukce pohybových artefaktů průměrováním více informací z několika cívek. Podobně mohou povrchové cívky být využity pro zaostření snímku na nepohyblivou oblast [28].

**Medikamenty (sedativa, imobilizační látky)** Střevní a žaludeční peristaltika, jakož i jakýkoliv samovolný pohyb, může být eliminován aplikací uklidňujících antiperistaltických léků a spasmolytických přípravků (buscopan – butylscopolamin, glukagon) nebo použitím velmi rychlých sekvencí (HASTE, SSFSE) [1]. Nedobrovolný pohyb nelze zastavit pacientovou vůlí – důvodem může být mentální onemocnění či neurodegenerativní proces (Parkinsonova nemoc, Huntingtonova choroba). Sedativa či anestetika bývají aplikovány především malým dětem pro uklidnění, popřípadě nemocným lidem s bolestmi [22].

**Instrukce, fixace** Tyto metody jsou efektivní u rychlejších sekvencí a jedná se především o slovní pokyny pacientovi. Pro zmírnění střevní peristaltiky lze také pacientovi předem nařídit, aby alespoň 4 hodiny před samotným vyšetřením nejedl. Fixaci lze provést pomocí bandáže, která ovšem může vyvolat nepohodlí pacienta, a působit kontraproduktivně [1, 34].

**Kontrolované apnoe** Metoda zadržování dechu je účinná u GRE sekvencí nebo při  $ST < 30s$ . Toto zobrazování umožňuje nahrát řadu snímků během dočasné imobilizace respiračního pohybu a vykazuje lepší výsledky než algoritmy respirační kompenzace. Metodu však lze využít pouze u fyzicky zdatných pacientů s dostatečnou VKP.

### 2.2.3 Magický úhel

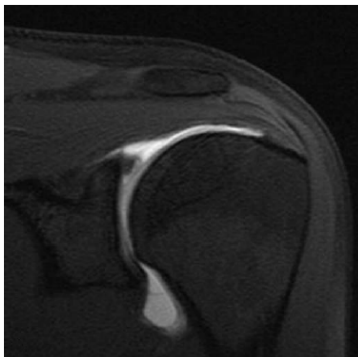
Fenomén magického úhlu vzniká ve všech tkáních, které mají anisotropické uspořádání kolagenních vláken (v hyalinních chrupavkách, ve vazivu, šlachách, nervové tkáni a menisku). Krátká relaxační doba  $T_2$  v chrupavce je závislá na dipolární orientaci molekul vody, které jsou vázané v kolagenních makromolekulách. Podíl vody v chrupavce se pohybuje od 76 % v hlubších vrstvách až do 84 % v povrchových vrstvách. Histologicky je hyalinní chrupavka složena z více vrstev (povrchová, přechodová, hluboká radiální a zvápenatělá), které se liší od vrstev pozorovaných MR skenerem. Na mikroskopické úrovni jsou kolagenní fibrily v hlubokých vrstvách chrupavek uspořádány kolmo na subchondrální kost, zatímco více na povrchu jsou orientovány paralelně s kloubním povrchem. Tato stavba vyvolá v určité prostorové orientaci vzhledem k ose hlavního magnetického pole  $B_0$  prodloužení relaxační doby  $T_2$  a efekt magického úhlu (signálová intenzita je nejnižší v úhlech  $0^\circ$  a  $90^\circ$  a nejvyšší při cca  $55^\circ$ ) [1, 12, 22, 27, 34].

Intenzita signálové změny, vyvolané efektem magického úhlu, se mění podle nastaveného  $T_E$ . Maximální hodnoty dosahují pro relativně nízké  $T_E$  (řádově  $T_2$ ) a snižuje se s prodloužením  $T_E$ . U  $T_1W$  a PDW obrazů je však doba  $T_E$  velmi krátká, a proto dochází u kolagenních struktur k částečnému zvýšení signálové intenzity. Artefakt magického úhlu je nezávislý na hloubce chrupavky, stejně jako isotropické struktury tkání nejsou závislé na orientaci vůči měřicímu RF svazku. Zvýšený signál a nehomogenní signálové rozložení kloubní chrupavky způsobené artefaktem nesmí být zaměněny s degenerativními změnami v kloubní struktuře [22].

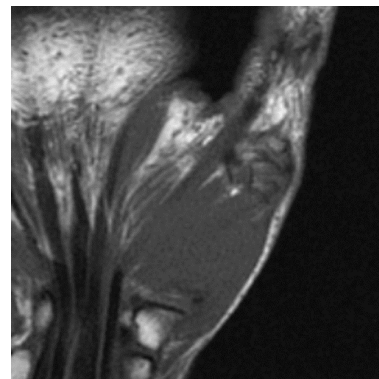
V MR zobrazování bývá často vyšetřován *musculus supraspinatus* (sval nadhřebenový), který ovládá pohyb ramene (viz obr. 2.2.10). Důsledky magického úhlu ve zdravých tkáních se mohou podobat signálovým abnormalitám způsobeným degenerativními procesy nebo parciálním rupturám a vést tak k obtížnostem při stanovení diagnózy. Magický úhel nemá téměř žádný vliv na  $T_1W$  obrazy, a proto se doporučuje použít  $T_1$  zobrazování, případně upravit polohu pacienta. Magický úhel může být za jistých podmínek využit pro zobrazení šlach a úponů s kladným kontrastem, což umožní klasickou analýzu při  $T_1W$  a  $T_2W$  zobrazování. Rovněž jej lze aplikovat pro studie po administraci kontrastní látky [1, 12, 22, 27, 34].

Matematické odvození velikosti magického úhlu vyplývá z rovnice Hamiltoniána. Jádru umístěné v magnetickém poli má spinovou rotaci s magnetickým momentem ( $\mu$ ). Jsou-li dva magnetické spiny ( $\vec{\mu}_1$  a  $\vec{\mu}_2$ ) odděleny polohovým vektorem ( $\vec{r}$ ), pak je interakční energie mezi dvěma magnetickými dipóly ( $\vec{\mu}_1$  a  $\vec{\mu}_2$ ) dána rovnicí:

$$E = \frac{\mu_0}{4\pi} [(\vec{\mu}_1 \cdot \vec{\mu}_2) r^{-3} - 3(\vec{\mu}_1 \cdot \vec{r})(\vec{\mu}_2 \cdot \vec{r}) r^{-5}], \quad (2.2.3.1)$$



Obrázek 2.2.10: Vlevo: supraspinální ramenní šlacha na MR arthrogramu vykazuje lehce zvýšenou intenzitu signálu na PDW obraze kvůli magickému úhlu (šipka). Vpravo: tuková suprese  $T_1W$  obrazu, kde sinoviální tekutina unitř ramenního kloubu vypadá zesvětleněji kvůli instilaci dlučného roztoku gadolinia pro MR artrografii [22].



Obrázek 2.2.11: Snímek dlaně; pevně vázaný kolagen ve šlachách pod úhlem cca  $55^\circ$  vzhledem k  $B_0$  se zobrazí zářivě [1].

kde  $\mu_0$  je konstanta permeability ( $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ H} \cdot \text{m}^{-1}$ ). Jsou-li oba dipóly souhlasně orientovány vzhledem k  $\vec{r}$ , pak

$$(\vec{\mu}_1 \cdot \vec{r})(\vec{\mu}_2 \cdot \vec{r}) = (\vec{\mu}_1 \cdot \vec{\mu}_2) r^2 \cdot \cos^2 \phi,$$

a proto

$$E = \frac{\mu_0}{4\pi} (\vec{\mu}_1 \cdot \vec{\mu}_2) r^{-3} \cdot [1 - 3 \cos^2 \phi],$$

kde  $\vec{\mu}_1 \cdot \vec{\mu}_2 = \mu_1 \cdot \mu_2$ , protože magnetické momenty jsou paralelní. Z toho důvodu je energie magnetických dipólů závislá na úhlu  $\phi$  jejich orientace vůči  $B_0$ . Magický úhel je tedy hodnota, která odpovídá úhlu při  $(1 - 3 \cdot \cos^2 \phi) = 0$ :

$$\phi = \arccos \frac{1}{\sqrt{3}} = 54.735^\circ.$$

## 2.3 Nehomogenita RF pole

Hledání příčin artefaktů spojených se superponovaným cizorodým RF polem na snímku představuje nespočet složitostí. Odborná literatura se v této souvislosti odkazuje na výrobce a v mnoha praktických případech bývá povoláván zejména aplikační technik. Důležitým úkonem je zajištění kompatibility pomocných vyšetřovacích přístrojů, současně se nacházejících v MR vyšetřovně. Souhrnně lze za řešení považovat dokonalou kalibraci MR přístroje. Specificky koherenční artefakty spadají do třídy nežádoucích RF jevů na snímku, které mají různý vzhled v závislosti na typu aplikované techniky vyšetření. Produkovány jsou RF impulzy, které vyvolávají příčnou magnetizaci udávající signálu nežádoucí parazitickou složku.

### 2.3.1 RF šum, náhodná RF interference

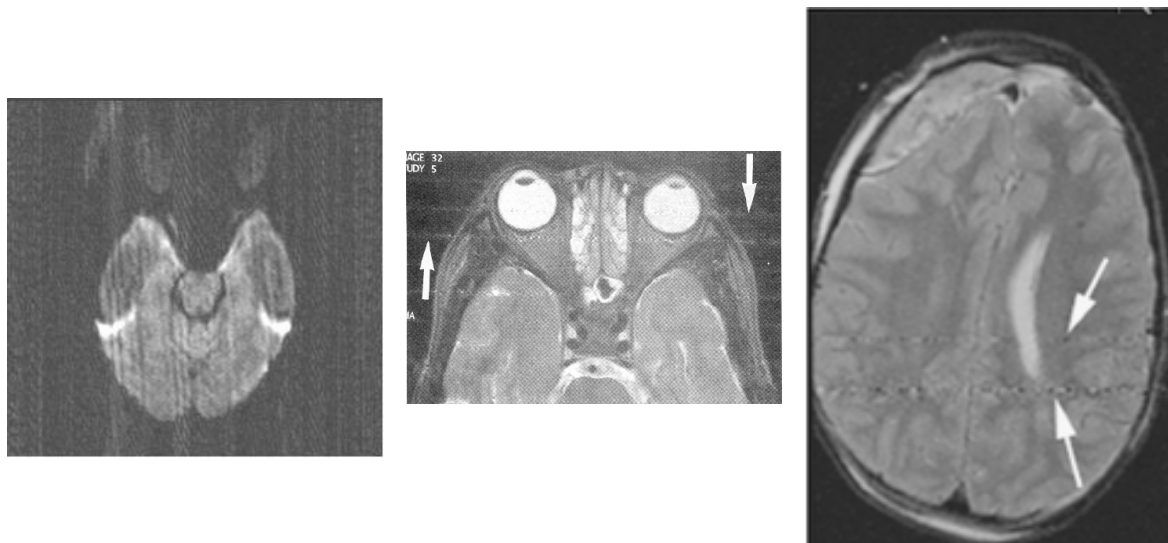
Radiofrekvenční impulzy MR přístrojů a precesní frekvence spinů jsou ovlivněny elektrickými zařízeními (TV, rádia, mobilní telefony, kontrolní elektronika, elektromotory), které vydávají interferenční signál do MR systému, jenž je zesílen a nejčastěji projekčně zobrazen ve směru  $G_{FE}$ . Šum se může projevit jako různotvarý film superponovaný napříč běžnou anatomickou strukturou. Vzhled externí interference závisí na rozdílu mezi a frekvenční vysílače a BW přijímače u konkrétní sekvenční (obr 2.3.1). Úzkopásmový šum je replikován kolmo na směr  $G_{FE}$ , kdežto širokopásmový šum poškodí snímek vážněji. Nejčastějším zdrojem šumu je běžný síťový distribuční AC signál s frekvencí 50 Hz (v USA 60 Hz). Hlavním krokem pro eliminaci šumové interference je správná elektroinstalace a dokonalé RF stínění (Faradayova klec). Při konstrukčních úpravách vyšetřovny může dojít k průrazu nových RF polí vlivem vyvrtaných děr pro kabelové svody, a proto je žádoucí bezchybné konstrukční provedení [1, 18, 24, 29].

### 2.3.2 RF nehomogenita (asymetrický jas, „star“ artefakt)

Nehomogenita RF pole může pramenit z celé řady faktorů (selhání RF cívky, neuniformní pole  $B_1$ , prostor mezi vodiči v cívce, nerovnoměrné rozložení vinutí, filtrace). Při selhání RF cívky (její nadměrné nabití) obsahují MR snímky asymetrické variace signálové intenzity.

Větší kovové implantáty v pacientovi zapříčiní distorze RF pole. Implantáty absorbují RF energii a okolní tkáň nejsou vystaveny správnému FA. Signály jsou redukovány a vznikají struktury podobné susceptibilním artefaktům. RF nehomogenitou jsou ovlivněny jak GRE, tak SE sekvenční [8, 29].

Nekoherenční signálový úpadek podél osy  $G_{PE}$  je způsoben filtry, které zasahují příliš blízko k signálové obálce – některé ze signálových složek jsou proto smazány. Podobný artefakt může vzniknout ve směru  $G_{SS}$ .



Obrázek 2.3.1: Externí RF interference. Vlevo: artefakt z elektrického zdroje mimo MR vyšetřovnu. Uprostřed: interference kvůli přenosnému přístroji ve vyšetřovně během měření [24]. Vpravo: Axiální T<sub>2</sub>W obraz ukazuje radiofrekvenční šum pocházející z monitorovacích jednotek [1].

„Star“ artefakt je důsledkem RF energie potřebné pro vychýlení protonů o 90° a 180° ve směru  $G_{SS}$ . Může být rovněž způsoben systémovým šumem nebo RF znečištěním ve vyšetřovně (obr. 2.3.2). Důvodem mohou být závadné elektronické součástky, uvolněná připojení RF cívek nebo síťový AC šum. Jasný signál s rozptýlenou strukturou, snižující intenzitu napříč snímkem, se může projevit také jako pruh. Tvar artefaktu je závislý na pozici pacienta vzhledem k příčné rovině zobrazování. Při zobrazení hvězdice by měl výrobce upravit systémový software [8].

### 2.3.3 Zipovitý artefakt, průraz RF vlny

Diskrétní pruhy šumu světlých a tmavých odstínů umístěné paralelně na směr  $G_{FE}$  a kolmo na směr  $G_{PE}$  (v nulové fázi) jsou charakteristickým projevem zipovitého artefaktu. Problémem nemusí být personálem detekovatelný (RF signál vstupující do vyšetřovny při pootevřených dveřích). Širokopásmové RF signály degradují kvalitu snímku kompletně, kdežto úzkopásmové signály se projeví lineárními čarami napříč snímkem.

Parazitní RF signál může pocházet ze statické elektřiny na bavlněné přikrývce pacienta nebo z RF šumu z defektní žárovky ve vyšetřovně. Šířka a pozice artefaktu závisí na frekvenci a BW externího signálu.



Obrázek 2.3.2: „Star“ artefakt uprostřed snímku [19]. Od artefaktu centrálního bodu se liší nápadným pruhovitým rušením, vycházejícím z bodu s vyšší intenzitou.

Další možnou příčinou je RF signál z anesteziologického monitoringu jako pomocný nástroj pro vyšetření, hlavně když jeho součástí jsou kovové svody procházející vedením do vyšetřovny. Artefakty bývají odstraněny sekvenčním algoritmem pro fázovou alternaci RF impulzů. Navzdory vysokým pořizovacím cenám se doporučuje využívat výhradně MR kompatibilní přístrojovou techniku [9, 14, 19, 29].

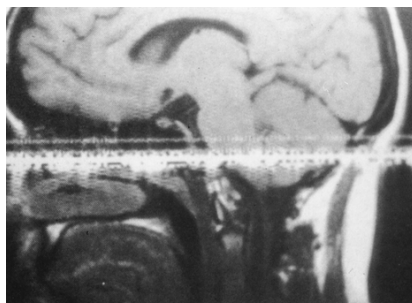
Ojediněle pochází RF signál z poškozených částí MR systému a replikované pruhy jsou koherentní. Artefakt se tak může zobrazit jako zářivý bod uprostřed snímku (podobnost se „spike“ artefaktem). Dalším ojedinělým případem je RF signál nesený v hlavním vedení, který způsobí 50 Hz modulaci a je zobrazen jako pravidelně oddělené série poměrně slabých zipovitých struktur [9].

Průraz RF signálu se může promítnout i ve směru  $G_{PE}$  kvůli proměnlivému úniku RF z MR cívk. Občas artefakt pokryje 2 až 3 pixely ve vektorové linii, nebo se objeví jako několikanásobný ghosting artefakt s nejintenzivnějším zobrazením ve středu k-prostoru a na všech snímcích [12, 19].

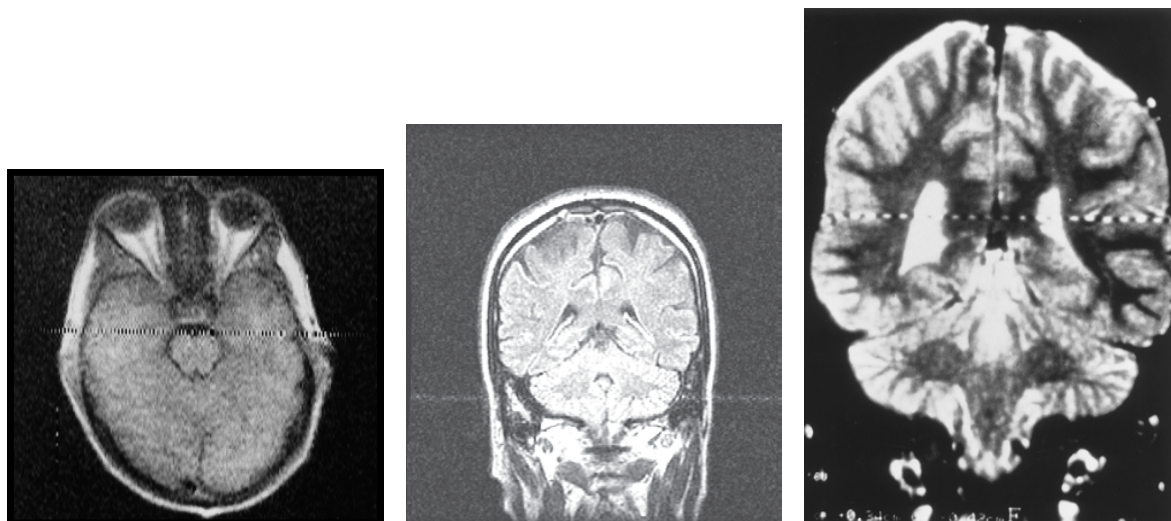
Na sousledných náběrech je potřeba zaměňovat fázi excitačních RF impulzů o  $180^\circ$  tak, aby průměr všech fázově alternovaných akvizic v podstatě eliminoval tento artefakt. Externí zdroje RF polí je nutné odstranit, ověřit správné uzavření vstupních dveří do vyšetřovny, kde je modalita umístěna, a obvykle je nutná verifikace kvality zabudování. Odstínění vyšetřovny běžně vyžaduje: 100 dB zesla-



bení při 100 MHz u 1.5 T magnetu; 100 dB zeslabení při 150 – 170 MHz u 3.0 T magnetu [8, 10, 14].



Obrázek 2.3.3: Zipovitý artefakt ve směrech  $G_{FE}$  a  $G_{PE}$  [1].

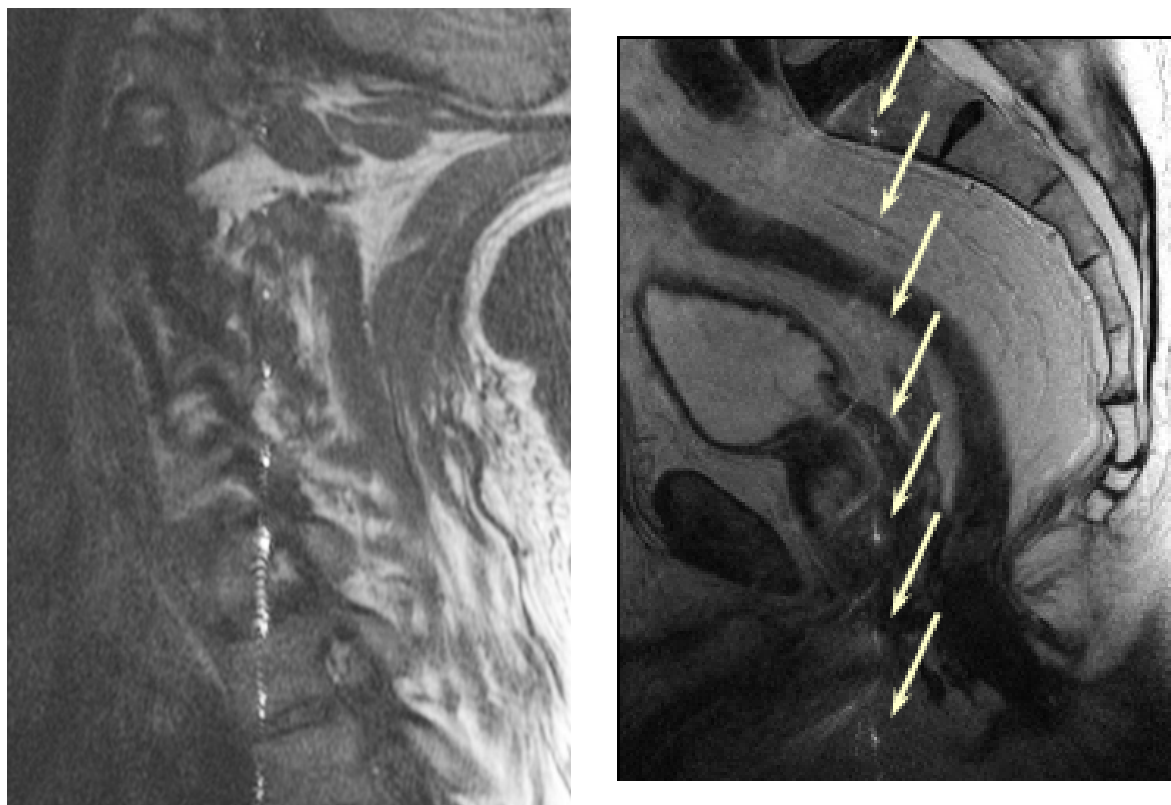


Obrázek 2.3.4: Průraz RF signálu v důsledku nedovřených dveří vyšetřovny. Umístění pruhu je dáno velikostí superponované frekvence cizorodého signálu [1, 9, 16, 19, 34].

#### 2.3.4 Annefact (cusp) artefakt, feather artefakt

Tento jev se vyznačuje jasným signálem tvaru kartáče, rozprostřeného většinou uprostřed snímku ve směru  $G_{PE}$ . Vzniká stimulovanými echy z oblasti mimo FOV na optimálním zapnutí jedné či více přijímacích cívek. Jedná se o relikt nelinearity RF pole v kombinaci s prostorově se měnícím magnetickým polem na konci gradientu (obr. 2.3.5). Nejvíce jsou tyto artefakty pozorovány na koronálním a sagitálním FSE snímku páteře nebo pánve. Někdy mohou být redukovány do jednoduchého shluku

bodů poblíž středu snímku, a pak jsou označovány jako „star“ artefakt. Aktivní úsek gradientní cívky musí být prostorově ve shodě s anomií pacienta, aby tento fenomén nebyl vyvolán [19].



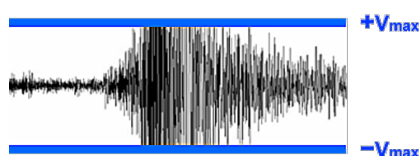
Obrázek 2.3.5: Cusp artefakt vzniklý stimulovanými echy mimo FOV [19].

### 2.3.5 Halo efekt (RF přetížení, RF ztráta dat)

Halo efekt je způsoben přetížením dynamického rozsahu přijímače, jehož zesílení je nesprávně nastaveno a obě horní i dolní kritické hodnoty napětí ( $\pm V_{\max}$ ) jsou překročeny. Signál je tak příliš široký pro rozsah digitalizátoru a informace v centru k-prostoru jsou ztraceny („data-clipping“). Snímek vypadá „bledě a vypraně“, kdy jeho střed je tmavě šedý s velmi zářivým pozadím. U skenů s kontrastními látkami může být signál větší než je předpokládáno kvůli překročení parametrů kalibračního skenu post-kontrastním signálem. U moderních systémů s automatickou kalibrací se jedná se o ojedinělý artefakt a objevuje se spíše tehdy, kdy je rozsah přijímače nastavován manuálně. Vyhnout se lze tomuto artefaktu rutinním předskenem, který nastaví zesílení vysílače a přijímače vhodně ka-

librační sekvencí s nulovým fázovým kódováním pro vytvoření maximálního dosažitelného signálu [9, 16, 19, 29, 34].

Kalibrace zahrnuje přizpůsobení zesílení přijímacího zesilovače s ohledem na maximální hodnotu signálového echa během skenu. Je-li hodnota zesilovače příliš nízká (zesílení je tedy nastaveno příliš vysoko), pak signál přetíží ADC a dojde ke ztrátě dat. Kroky fázového kódování tvoří nejvyšší vrcholy MR signálu s nízkými hodnotami v centru k-prostoru, a proto halo efekt poškozuje kontrast snímku. Je-li zesilovač nastaven příliš vysoko, pak je zesílení nedostatečné a snímek je zašuměný [19].



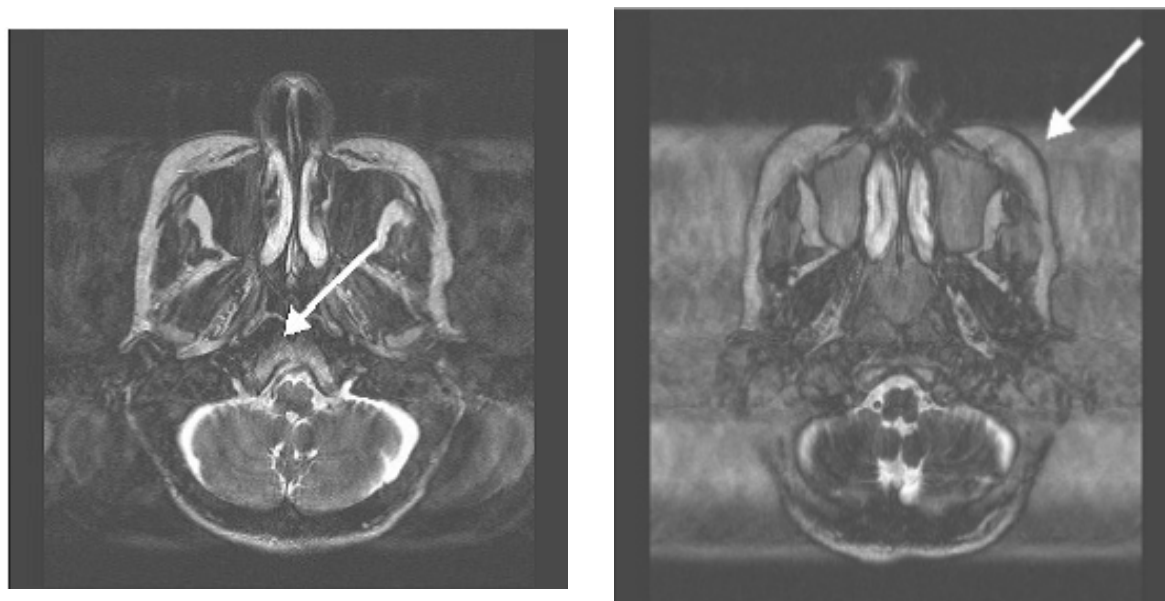
Obrázek 2.3.6: Přetížení RF přijímače [19].



Obrázek 2.3.7: Vlevo: halo efekt způsobený přetížením ADC u CE skenu [9]. Uprostřed: příklad halo efektu, způsobeného překročením rozsahu RF zesilovače, na fantomu [16]. Vpravo: halo efekt s jinou hladinou kontrastu [19].

### 2.3.6 FID artefakt

Jedná se o artefakt ve směru  $G_{FE}$  příčinou nedokonalého  $180^\circ$  RF impulzu v SE sekvencích. Pozice ve směru  $G_{PE}$  je nabírána dříve než je vyslán  $180^\circ$  RF pulz a není tak v artefaktu promítnuta. FID z protonů vystavených méně než  $180^\circ$  FA, které jsou umístěné na okraji FOV, vytváří signálový příspěvek během vzorkovací periody ADC. Výsledkem je linie konstatní fáze napříč snímkem.  $180^\circ$

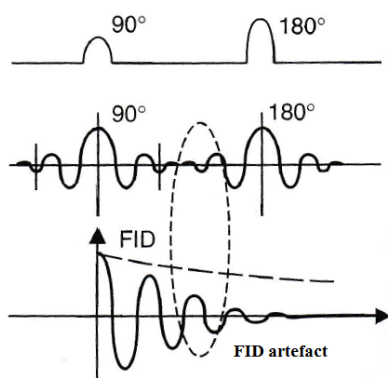


Obrázek 2.3.8: Špatná kalibrace přijímače. Vlevo: běžný snímek. Vpravo: stejný snímek se signálem dvojnásobně převyšujícím amplitudu vstupního napětí pro ADC. Zvýšený signál v pozadí (šipky) a změny v kontrastu [24].

impulz je pozměněn interferujícími složkami FID po excitaci  $90^\circ$  impulzem (obr. 2.3.9). Předcházení tomuto signálovému překrytí je možné dosáhnout zvětšením doby  $T_E$  mezi impulzy nebo zúžením  $90^\circ$  RF impulzu v časové doméně při zvětšení BW (zvětšením tloušťky řezu) [1, 14].

SE sekvence se využívá pro produkci  $T_1W$  a  $T_2W$  snímků a skládá se ze dvou impulzů. Série třech RF impulzů, jako je presaturační impulz s následnou dvojicí  $90^\circ$ – $180^\circ$  nebo dokonce  $90^\circ$ – $180^\circ$ – $180^\circ$  trio, mohou generovat množství signálových odezev, jejichž počet (zpravidla 4–5) je závislý na dobách  $T_E$  mezi jednotlivými impulzy. Tyto podružné, odlišně vážené signálové odezvy obsahují všechny informace o frekvencích primárních odezev a jsou-li fázově kódovány, mohou také produkovat zcela jiný snímek [24].

Lineární fázové cyklování (fázová modulace), tedy změna fáze RF impulzu u jednotlivých RF emisí za sebou, může přemístit artefakty FID nebo stimulovaného echa, které nejsou fázově kódovány, na okraj FOV, kde mohou být vymazány odstraněním několika řádků na okraji snímku. Dle teorému o Fourierově transformaci fázově modulovaných dat provedou lineární fázové modulace posun rekonstruovaného snímku v FOV. Fázová modulace je technikou používanou především v MR spektroskopii za účelem eliminace DC a FID artefaktů (viz [15]).



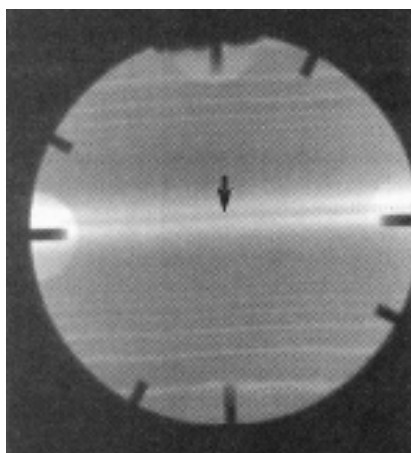
Obrázek 2.3.9: Schématické vysvětlení FID příspěvku [1].

### 2.3.7 Stimulované echo

Artefakt stimulovaného RF signálu vypadá jako úzký či široký pás šumu v centrální části snímku podél směru frekvenčního kódování, typicky u FSE sekvencí v MR spektroskopii. Mechanismus vzniku je podobný jako u FID artefaktu. V tomto případě nedokonalosti RF impulzů přilehlých snímků stimulují echo, které nemusí být fázově kódováno, a tak se po zpracování objeví uprostřed obrazu ve směru  $G_{FE}$  (obr. 2.3.10) [1].

Pro rozfázování příčné složky magnetizace sekundárně stimulovaného echa se využívají dvě metody. První je dodatečný gradientní impulz s vysokou amplitudou (tzv. „spoiler“), aplikovaný několikrát během sekvence. Okamžik, ve které je tento gradient aplikován, závisí na konkrétním účelu a velikosti  $T_E$ . Trvání takového gradientu zpravidla pokrývá 30–50 % doby jedné akviziční smyčky.

Druhou možností je tzv. RF spoiling. Při běžné akvizici dat jsou RF impulzy aplikovány s konstantní fází nebo s  $180^\circ$  fázovou alternací ( $+90^\circ$ ,  $-90^\circ$ ,  $+90^\circ$ , ...). RF spoiling spočívá ve fázové variaci odlišně od standardizované posloupnosti  $\pm 90^\circ$  nebo  $\pm 180^\circ$ . Primární signálová echa se sečtou koherentně, zatímco jiná echa nikoliv. Je-li použito dostatečně velkého počtu fázových variací, pak se nechtěná echa zprůměrují a většinou navzájem vyruší díky sofistikované technice fázové modulace RF vysílače. [24].



Obrázek 2.3.10: Frekvenční příspěvek nežádoucích signálových odezev produkuje pásovité útvary na snímku [24].

## 2.4 Hlavní magnetické pole $B_0$

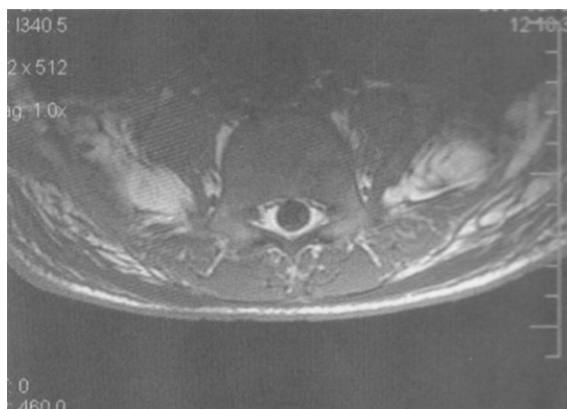
Artefakty spojené s hlavním magnetickým polem jsou obvykle způsobeny magnetickými nehomogenitami a neuniformním rozložením intenzity magnetického pole. Důvodem může být nesprávné vyvážení RF cívek, environmentální faktory, nebo vzdálené konce krátce vrtaných magnetů, vedoucí k značnému zkreslení na snímcích. Lze je redukovat zobrazováním SE a FSE sekvencemi s použitím  $180^\circ$  refokusačních impulzů. Suprese signálu z tukové tkáně může zapříčinit zdroj nehomogenity pole. Pro minimalizaci problémů je důležitá správná kalibrace gradientních cívek, tzv. „shimming“ [1].

### 2.4.1 Nehomogenita hlavního magnetického pole („blooming“ artefakt)

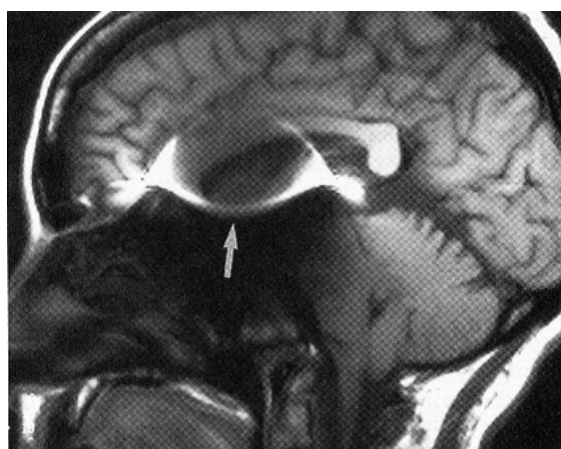
Jednou z nejčastějších potíží spojenou s HW magnetické rezonance je deformace statickým magnetickým polem. Optimalizace je prováděna vždy během instalace přístrojů, aby bylo zamezeno hrubým zkreslením centrálního magnetického pole, způsobeným kovovým materiálem v bezprostřední blízkosti magnetu. Pacienti však sami vyvolávají zkreslení kvůli neuniformnímu tvaru těla a různému složení tkání, což může vyvolat nesourodost obrazového kontrastu, obzvláště u sekvencí pro tukovou supresi.

Kovové implantáty deformují lokální homogenitu magnetického pole a vyvolají artefakty, podobající se rozsáhlým zakulaceným signálovým ztrátám s vysokým zkreslením intenzity signálu na periferiích. Tento jev je označován jako „blooming“ artefakt. Velikost a tvar artefaktu závisí na velikosti, tvaru, orientaci, složení kovu a na aplikované pulzní sekvenci. Sloučeniny titanu a tantalu vyvolávají

jen úzce lokalizované distorze snímku, zatímco antikorozi ocel produkuje spíše celkové zkreslení. Změny v rozložení intenzity na snímku se objevují v případech, kdy je magnetické pole v určité lokalitě větší nebo menší než ve zbývajících ploše zobrazované struktury (obr. 2.4.1). Prostorová deformace je důsledkem dalekonosných gradientů, které i v nehomogenním magnetickém poli zůstávají konstantní [8, 29]. Fyzikální opodstatnění artefaktu nehomogenity spočívá v Maxwellových rovnicích. Souběžné magnetické pole způsobuje, že spinové skupiny akumulují dodatečnou fázi, která je jak prostorově, tak časově závislá. Souběžné pole může vyvolat řadu dalších obrazových artefaktů, jako je geometrická distorze, ghosting, rozmazání, stínění, aj. [15].



Obrázek 2.4.1: Zkreslení intenzity na T<sub>1</sub>W axiálním snímku lumbální páteře [8].

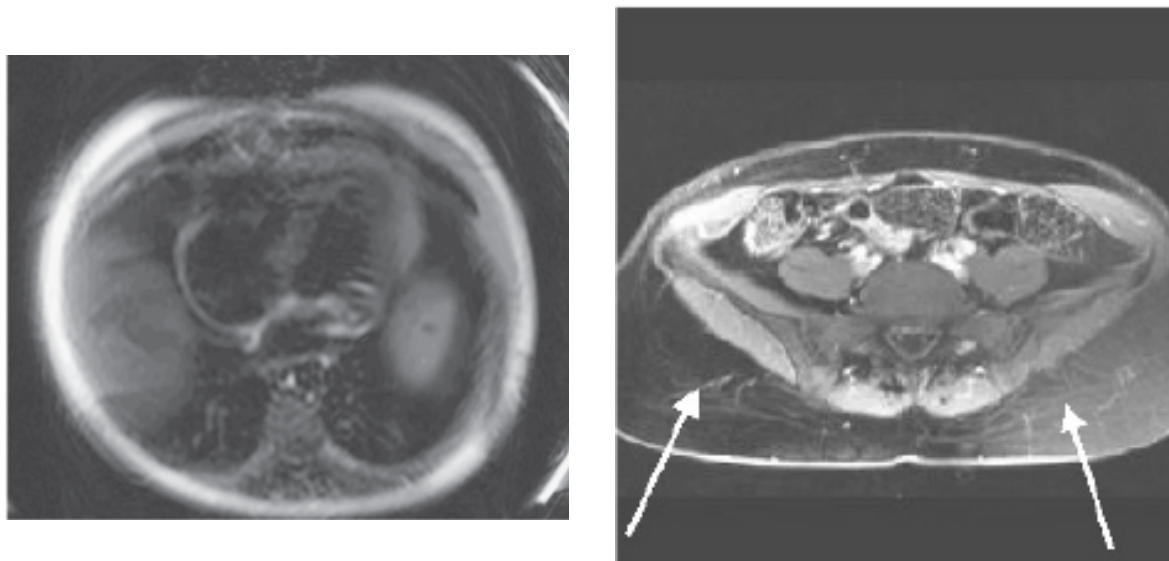


Obrázek 2.4.2: Aneurysmatická cévní svorka z nerezavějící oceli vyvolává distorzi pole; SE sekvenční [24].

Další příčinou zkreslení magnetického pole mohou být kovové součástky uvnitř vrtu magnetu. Rozsáhlost zkreslení obrazu je závislá na specifické zobrazovací technice. GRE sekvenční představují nejnevhodnější metodu pro zobrazování, a to kvůli funkční závislosti amplitudy signálového echa na FID ( $T_2^*$ ), přičemž je ovlivněn celkový kontrast snímku. Podobně jako je tomu u efektů magnetické susceptibility, velmi krátká doba  $T_E$  umožňuje jen částečné rozfázování, a vede proto jen k malým signálovým ztrátám, zatímco u dlouhých  $T_E$  jsou produkovány artefakty rozsáhlejšího charakteru.

Důvodem pro vznik zkreslení snímku při použití sekvencí pro saturaci tuku je povaha impulsu pro tukovou supresi, který za těchto podmínek nemusí saturovat tukovou tkáň uniformně a může dokonce potlačit signál ze spinů vody obsažené v dané tkáni (obr. 2.4.3). U širokých FOV je tento jev pozorován nejčastěji na okrajích optimalizovaných částí snímků. Doporučováno je umístit zobrazovanou část do centrální části tunelu a provést korekci homogenity pole s pacientem ještě před užitím saturačních impulsů [24].





Obrázek 2.4.3: Vlevo: nedostatek efektivní saturace tuku (abdominální oblast) [1]. Vpravo: u nehomogenního magnetického pole saturují impulzy pro supresi signálu z tuku jen jednu část snímku. Šipky indikují slabě saturované spinové skupiny [24].

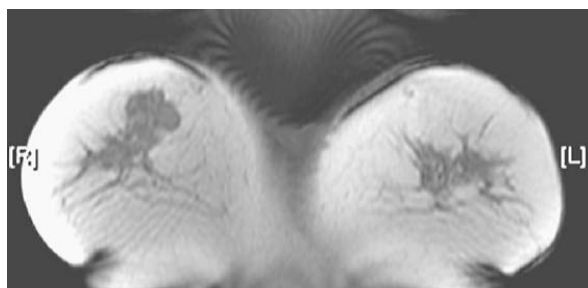
#### 2.4.2 Moiré lemování (zebrovitý artefakt)

Moiré lemování je interferenční vzorec zebrovitého charakteru, nejčastěji se objevující ve 3D zobrazování u GRE sekvencí na periferii zobrazovaného objemu. Kvůli nedostatečné kontinuální homogenitě hlavního magnetického pole dochází k překrývání (aliasingu) signálů o různých fázích, které se střídavě sčítají a nulují. Toto způsobuje kruhovitou až pruhovitou strukturu (obr. 2.4.4 a 2.4.5), srovnatelnou se vzorcem viditelným při pohledu skrz okno se dvěma skleněnými tabulemi. Moiré struktury bývají někdy zaměňovány s aliasingem ve směru  $G_{PE}$ . Ve skutečnosti však wrap-around artefakt může znamenat jen přispívající složku. Řešením pro eliminaci artefaktu je zvětšení FOV nebo nadvzorkování pro supresi aliasingu, případně také použití SE sekvence s refokusačními impulzy [10, 16, 29, 34].

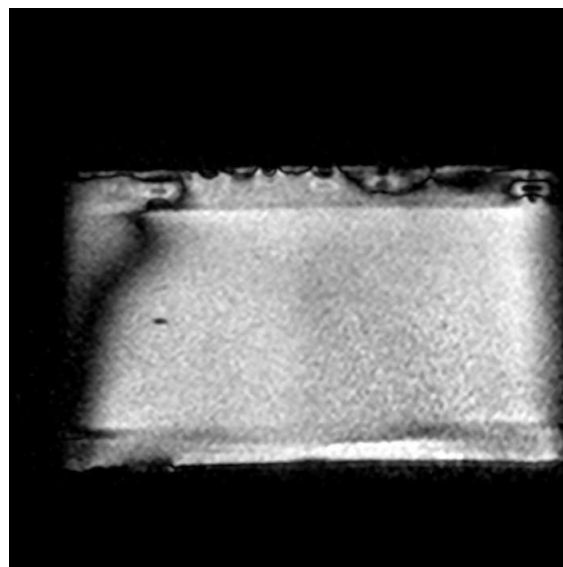
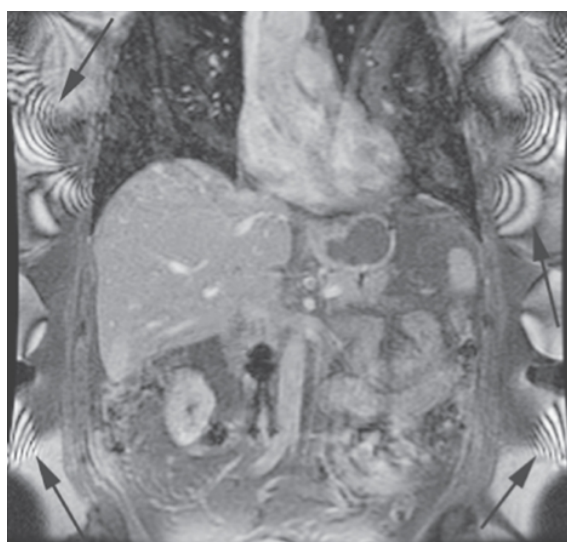
#### 2.4.3 Bias field (clonné pole)

Clonící signál je nízkofrekvenční a velmi hladký signál, který poškozuje MR snímek obzvlášť u starších MR přístrojů. Vzniká kvůli nehomogenitám hlavního magnetického pole v MR přístroji. Důsledkem je rozmazaný snímek s redukcí vysokofrekvenčního obsahu snímku (okraje a kontury) a změna hodnot intenzity v pixelech tak, že stejná tkáň má rozdílné rozmístění odstínů šedi. Kli-





Obrázek 2.4.4: Příklad moiré interference na koronálním snímku hrudní oblasti [16].

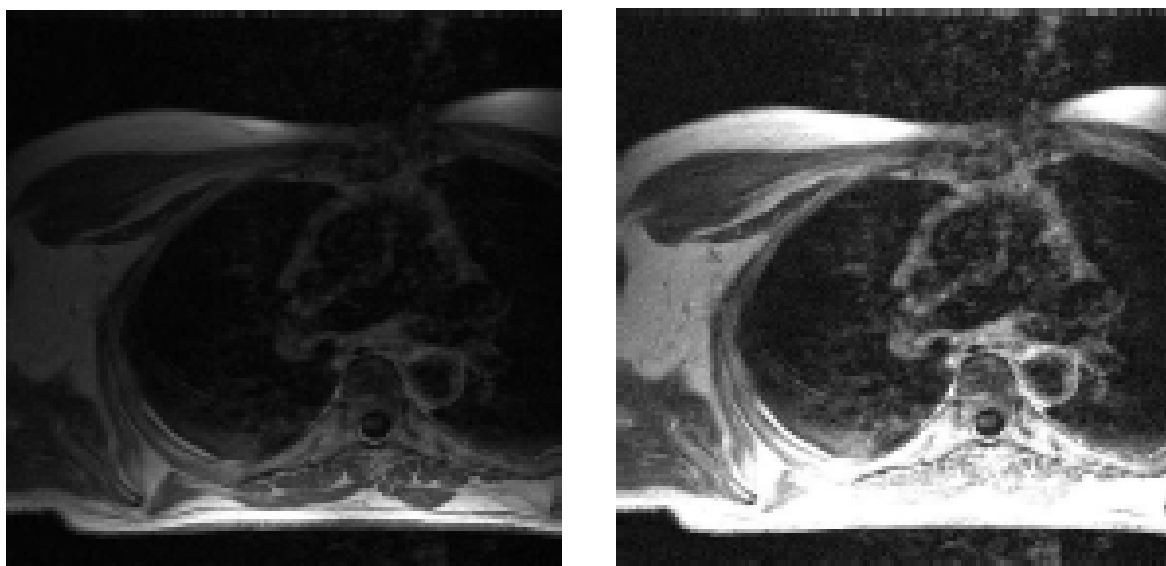


Obrázek 2.4.5: Vlevo: koronální post-gadolinium  $T_1$  W-FFE snímek s chemickou (spektrální) saturací tuku a moiré artefaktem (šipky) [1]. Vpravo: Moiré artefakt generovaný uměle na přístroji Philips Achieva 1.5 T NOVA DUAL s použitím GRE sekvence. Zobrazovaným objektem je MR kompatibilní fantom.

nická diagnostika je tak nerealizovatelná. Nehomogenita pole snižuje účinnost algoritmů obrazového zpracování, jako je segmentace a klasifikace kontur nebo jiný algoritmus, založený na předpokladu prostorově neměnného snímku. Pro korekci bias pole je tedy nutné modifikovat krok předzpracování, popřípadě upravit algoritmy post-processingu před samotným převedením MR snímku k algoritmi-začnímu zpracování [1, 36].

Běžnou praxí u snímků s nerovnoměrnou intenzitou jasu je dělení poškozeného snímku statickým obrazem, představujícím odhadovou variaci intenzity osvětlení napříč snímkem. To stejné

je možné provést u MR snímků poškozených clonícím signálem. Metoda je nazývána jako povrchová aproximace nebo v anglosaské literatuře jako PABIC (*Parametric Bias Field Correction*) či PSF (*Parametric Surface Fitting*). Statický snímek je vytvořen z poškozeného snímku operací filtru typu DP. Takový filtr je však velmi obtížné sestavit a optimalizace ostrých kritických frekvencí bez nad- a podkmitů není lehce dosažitelná, a tak upravený snímek bývá zašuměný, s truncačními efekty na svých okrajích. Pro zlepšení kvality statického snímku je aproximována 2D povrchová rovnice na datové body vybrané z tohoto snímku a poté je upravená rovnice využita pro generování signálu clonícího pole. Získaný signál je tak hladší než statický snímek vytvořený samotnou filtrační operací pomocí DP filtru a navíc je zprůměrován šum vzniklý DP filtrací. Aproximace je provedena pomocí Levenberg-Marquardtova algoritmu pro nelineární identifikaci nejmenších čtverců. Pro aplikaci aproximace je potřeba provést odhad stupně vyhlazenosti signálu clonícího pole, protože metoda nejmenších čtverců přizpůsobí nejhladší povrch snímku na dané datové body pomocí zprůměrování zbytkových chyb [36].



Obrázek 2.4.6: Vlevo: vážně poškozený snímek clonným polem. Vpravo: upravený snímek pomocí Levenberg-Marquardtova algoritmu [36].

Druhý přístup ukazuje, jak modifikovat fuzzy algoritmus seskupování tak, aby mohl být využit pro segmentaci MR snímku, poškozeného signálem clonícího pole. Cílem je minimalizovat vzdálenosti mezi centry seskupení a datovými body. Vystavení bias pole objektové funkci fuzzy seskupování poruší konvergenci (zaostřování) algoritmu. Řešením je průměrování příslušných hodnot sousedních pixelů, což tyto obrazové body zesílí s výsledkem seskupení do stejné třídy [36].



Obrázek 2.4.7: Výsledek seskupování ve třech třídách s použitím klasického a modifikovaného algoritmu fuzzy seskupování. Modifikovaný algoritmus (vpravo) pomohl lépe detekovat hrany v obou případech [36].

## 2.5 Magnetická susceptibilita

Susceptibilní artefakty se projevují důsledkem variace intenzity magnetického pole gradientu na mikroskopické úrovni na rozhraní látek s různou magnetickou susceptibilitou. Magnetická susceptibilita ( $\chi_m$ ) vyjadřuje vlastnost látky být magnetizována či polarizována. Lidské tělo obsahuje převážně látky *diamagnetické*, složené z atomů s nepárovými elektrony, a proto není magnetickou silou přitahováno. Látky se záporným indexem magnetické susceptibility působí zeslabovacím účinkem na okolní magnetické pole ( $-1 < \chi_m < 0$ ). Mezi diamagnetika patří bismut (též vizmut), měď, dusík, vápník a voda, jejíž magnetická susceptibilita je  $\chi_m = -10^{-5}$ .

Látky *paramagnetické*, patřící do skupiny lanthanoidů, jako cheláty gadolinia, dysprosium; dále např. hliník, sice obsahují nepárové elektrony, ale mají nízký index susceptibility – jsou proto velmi slabě přitahovány magnetickým polem ( $0 < \chi_m \ll 1$ ). Do této skupiny jsou řazeny i některé formy hemoglobinu, jako je deoxyhemoglobin, či methemoglobin. Anabolity posledního stádia krvácení (hemosiderin, feritin) jsou látky obsahující více než 10 000 nepárových elektronů, čímž jsou označovány za *superparamagnetické* se susceptibilitou 100 x až 1 000 x silnější než ostatní paramagnetické látky.

*Feromagnetické* látky jsou silně přitahovány magnetickým polem ( $\chi_m \gg 1$ ). Patří zde železo, kobalt, nikl – součásti umělých protéz nebo chirurgických šroubů [1].

Lidské tkáně (jakož i tkáně jiných živočichů) vykazují diamagnetické chování ve většině komponent (kalcium v kostech). Vzduch je překvapivě lehce paramagnetický kvůli přítomnosti molekulárně vázaného kyslíku. Ostatní biologické tkáně (svaly, tuk, mozek, játra, voda) jsou slabě diamagnetické [19, 32].

### 2.5.1 Kovový artefakt, geometrická distorze

Mikroskopické gradientní výchyly posunou precesní frekvence přiléhajících spinů, což vede k silnějšímu a rychlejšímu rozfázování. Dojde tak ke špatnému prostorovému umístění signálu v k-prostoru s výsledkem zářivých a tmavých struktur. Ztráta signálu je důsledkem lokální nehomogenity pole, což urychlí příčnou relaxaci a signálovou odezvu FID.

Effekt susceptibility se zhoršuje s rostoucí intenzitou konstantního  $B_0$ . Rozsah signálové ztráty je dán typem kovu a pulzní sekvence (obr. 2.5.1 a 2.5.2). Nejhuře se projeví při dlouhém  $T_E$ , a proto je třeba použít sekvence s refokusačními impulzy. U GRE sekvencí vedou lokální rozdíly v  $B_0$  intenzitách k nekompensovanému signálovému výpadku. U EPI snímání jsou sekvenční pulzy s velmi malou BW zodpovědné za dodatečné distorze ve směru  $G_{PE}$ .

Za metal artefakt je popisována oblast snímku s kompletní signálovou ztrátou, často i se zářivým lemem a geometrickou distorzí. Nejvýznamnější metal artefakty se nachází na rozhraních tkáně a kovových implantátů z titanu (metalické stenty, kardiostimulátory, dentální korunky, kloubní protézy, implantáty); viz obr. 2.5.3.

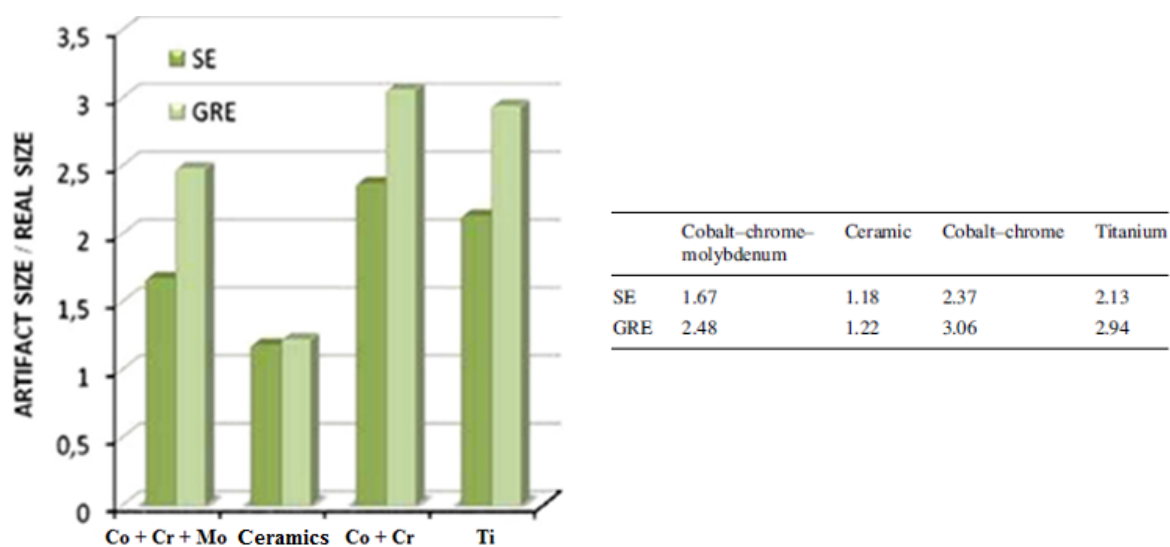
Distorze mohou být způsobeny i feromagnetickými předměty na pacientově těle nebo oblečení (zipy). Susceptibilní artefakt lze také přirozeně pozorovat na rozhraní různých tkání (měkká tkáň – kost, mozek – vzduch), hlavně v oblastech paranasálních dutin, středních kliček či báze lební [14, 17, 18, 22, 26, 27, 32].

Tvar (rozptýlený nebo fokální) a intenzita (vysoká nebo nízká) artefaktu závisí na lokálním anatomickém uspořádání, síle pole, rozdílech v susceptibilitě,  $T_E$  a BW ve směru  $G_{FE}$ , jak je popsáno následující rovnicí [19]:

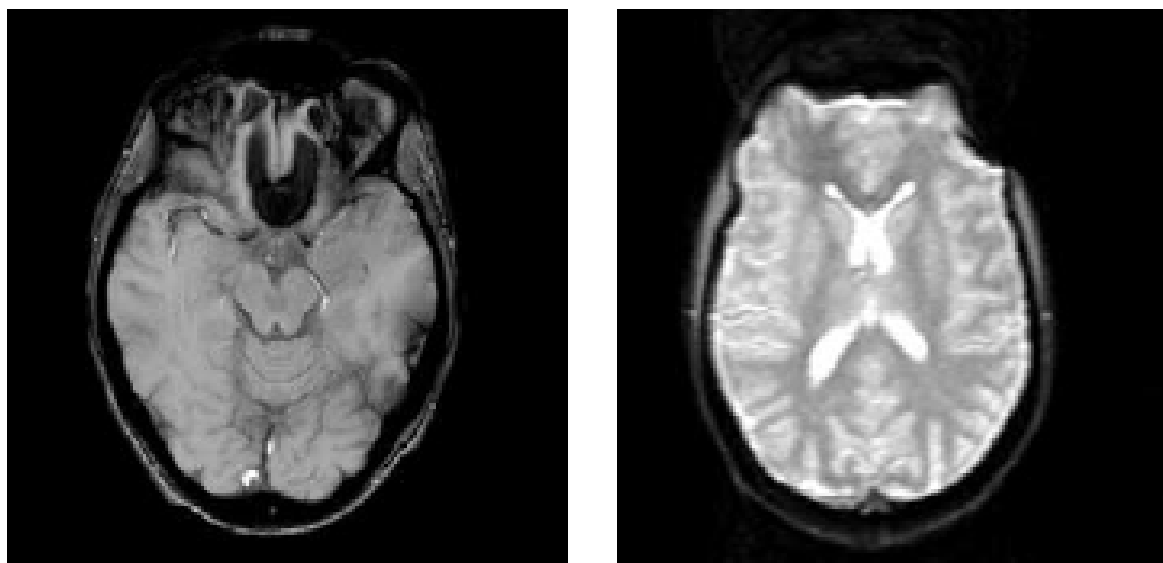
$$SAS = \frac{\Delta\chi_m \cdot B_0 \cdot T_E}{BW} [px].$$

Výpočet fázové změny, způsobené susceptibilní diferenciací, je dán:

$$\Delta\varphi_{susc} = \gamma \cdot \Delta G_{SS} \cdot T_E,$$

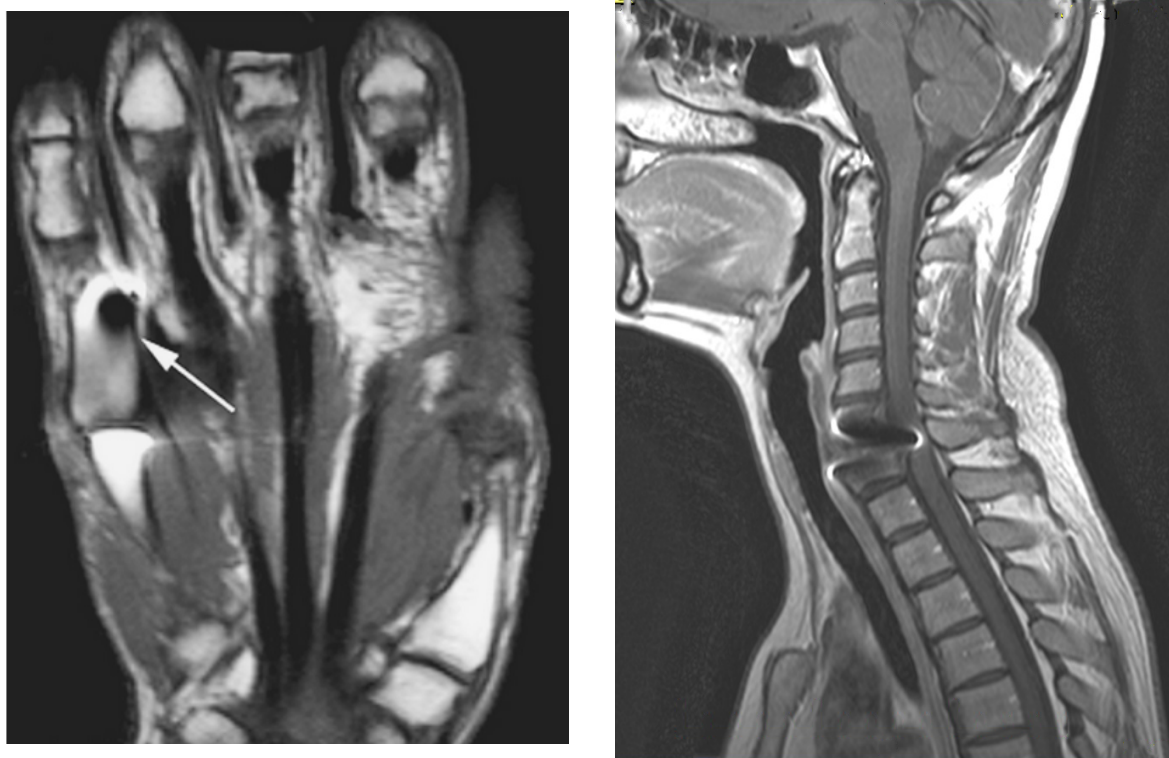


Obrázek 2.5.1: Experimentální vyhodnocení vlivu chemického složení kyčelní protézy na vážnost artefaktu u různých sekvencí při  $B_0 = 1.5\text{ T}$  [37].



Obrázek 2.5.2: Vlevo: GRE sekvence, artefakt v nosní dutině (signálová ztráta). Vpravo: distorze u EPI zobrazování [18].

z čehož vyplývá, že velikost susceptibilních artefaktů je přímoúměrná délce  $T_E$ .



Obrázek 2.5.3: Metal artefakt. Vlevo: rušivý objekt na proximálním článku prstu [1]. Vpravo: metal artefakt vlivem umělé meziobratlové ploténky.

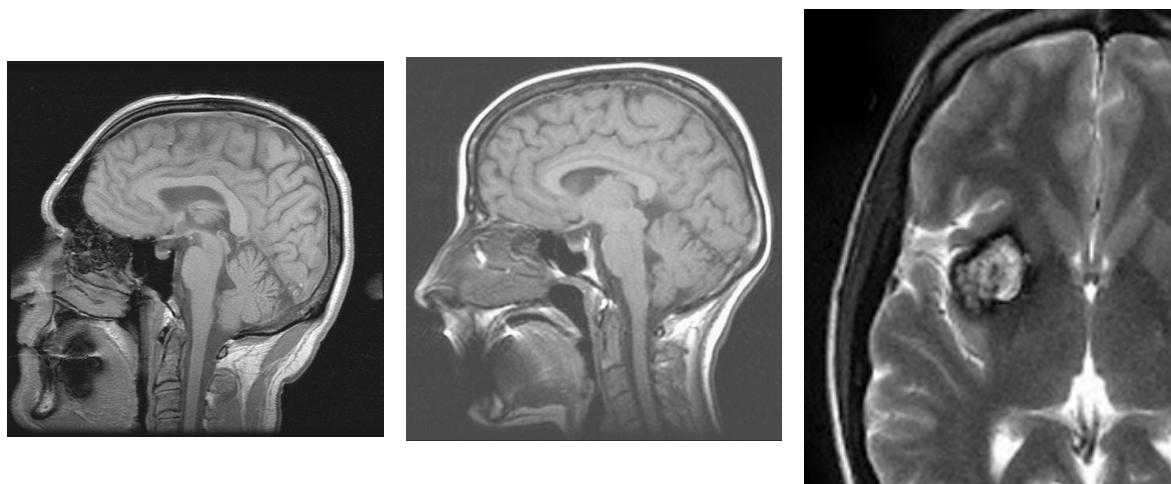
**Metody eliminace susceptibilního artefaktu:** Částečnou kompenzací susceptibilních artefaktů může být snížení intenzity  $B_0$ , zmenšení  $\Delta G_{SS}$ , zkrácení  $T_E$  (při zobrazování  $T_1W$  a PDW) nebo zvětšení BW ve směru  $G_{FE}$ . Záměna směrů  $G_{FE}$  a  $G_{PE}$  modifikuje artefakt pouze pozičně [9, 12, 14, 27].

Při selhání všech změn těchto parametrů je doporučováno provést zobrazování ve všech rovinách, přičemž se artefakt nemusí v jedné z rovin projevit vůbec [19].

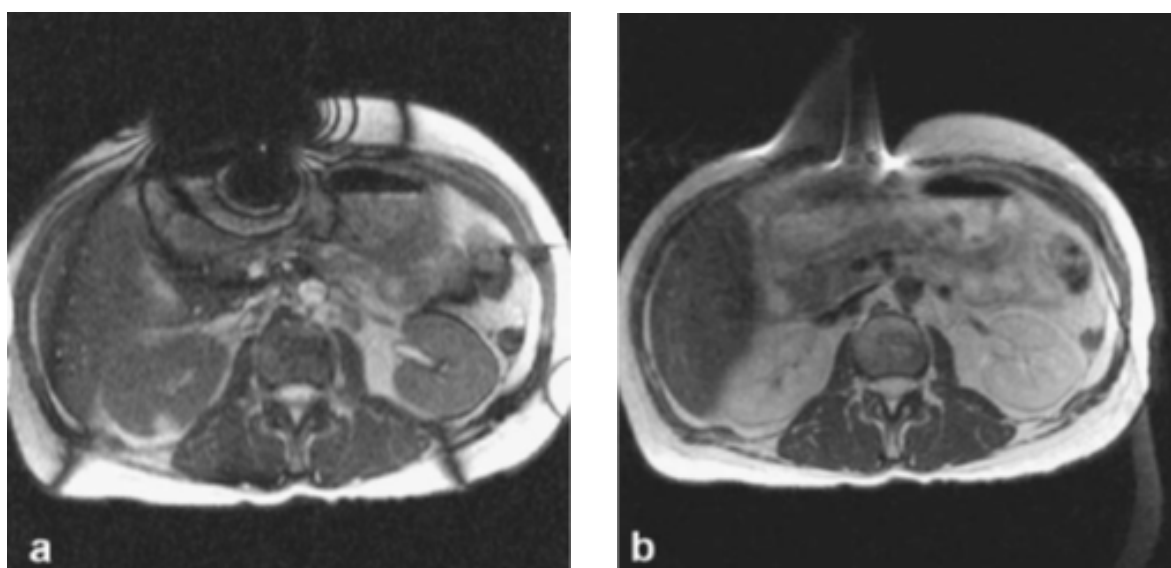
GRE a EPI zobrazování je vytváří pro susceptibilní artefakty nejvhodnější podmínky, a proto je doporučováno aplikovat FSE sekvenci ( $T_E = 5 - 10\text{ms}$ ) [1, 10]. V případě zobrazování se saturací tuku je upřednostňována technika STIR [8].

Snímky 2.5.6 demonstrují měnící se efekt susceptibility u různých sekvencí zobrazování pacienta se zubními rovnátky. U CSE sekvence je  $T_2W$  snímek kvalitativně horší než PDW kvůli menší šířce pásma [1].

U sekvencí SSFP (podle výrobce TrueFISP, FIESTA, balanced FFE) je proveden náběr více data



Obrázek 2.5.4: Vlevo a uprostřed: kovový artefakt na SE z dentální náhrady [9]. Vpravo: signálová ztráta kvůli hemosiderinu okolo kavernózního angiomu v mozku [19].

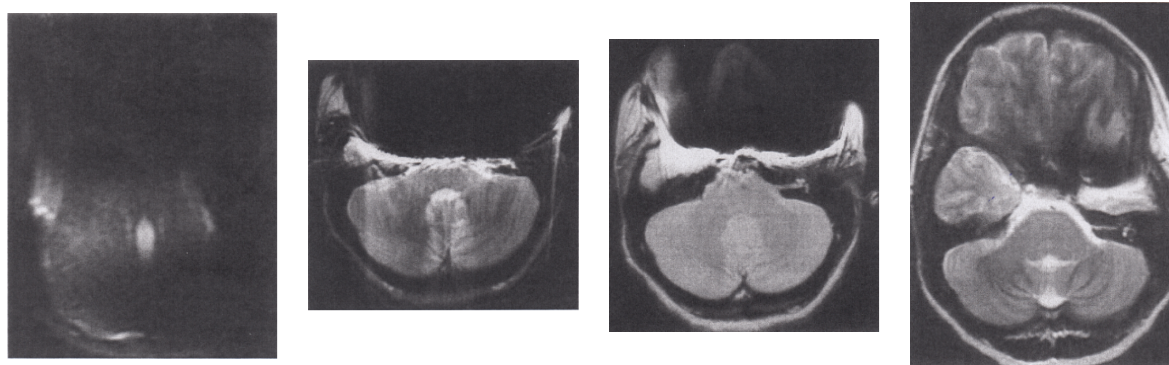


Obrázek 2.5.5: Srovnání kovového artefaktu (a) s geometrickou distorzí (b) vlivem katetru (SE) [14].

setů s různou fází excitačního RF pulzu („phase cycling“, „phase alternation“). Výpadek signálu je v obrazech s různou fází posunut a sofistikovanými rekonstrukčními algoritmy je susceptibilní artefakt potlačen.

Existují cíleně vytvořené sekvence, jako je VAT (View Angle Tilting) technika pro redukci

susceptibilního artefaktu ve 2D zobrazování. Pro eliminaci artefaktu ve směru  $G_{SS}$  je využíváno techniky SEMAC (*Slice Encoding Magnetic Artifact Compensation*), založené na 2D FSE sekvenci, a MAVRIC (*Multi-Acquisition Variable Resonance Image Combination*), sestávající z kombinace sekvencí 3D FSE a VAT. Technika zvaná MARS (*Metal Artefact Reduction Sequence*) aplikuje dodatečný gradient souběžně s gradientem  $G_{SS}$  v době, kdy je vyslán impuls ve směru  $G_{FE}$ . Podrobnější informace o těchto sekvencích lze nalézt na webu [www.mri-q.com](http://www.mri-q.com) [19].



Obrázek 2.5.6: Vliv různých sekvencí na kovový artefakt. Zleva: EPI; CSE  $T_2W$ ; CSE PDW; FSE  $T_2W$  [1].

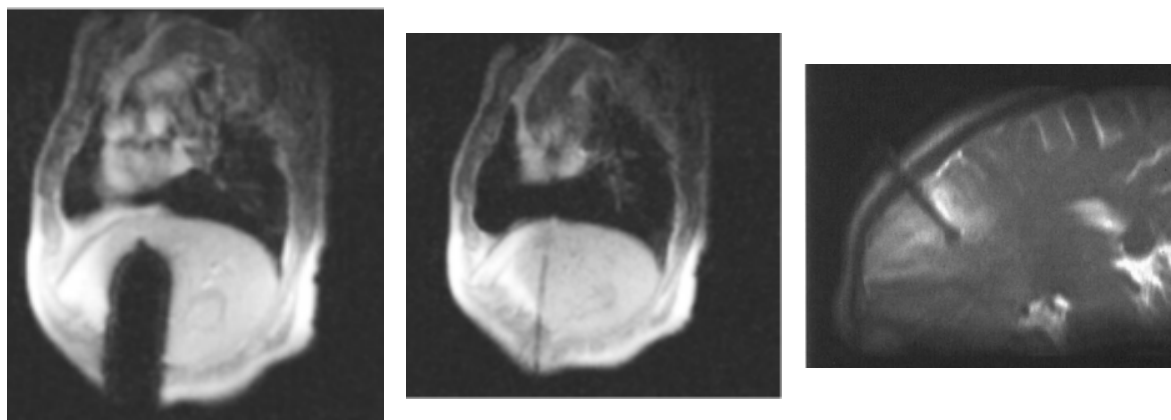
### 2.5.2 Artefakt „blooming-ball“

Při intervenční MR-řízené biopsii je nutno aplikovat MR kompatibilní instrumentárium. Rozsah a charakteristika artefaktu u jehly vyrobené z materiálu s vysokou susceptibilitou závisí na trajektorii jehly vzhledem k  $B_0$  a je nejhorší u GRE sekvence. V případě kolmé pozice na  $B_0$  se kovový artefakt projeví podél jehly (obr. 2.5.7), zatímco při paralelní pozici vzniká na konci jehly tzv. „blooming-ball“ artefakt s kruhovitými signálovými ztrátami [34, 38].

## 2.6 Chyby HW zpracování

S pokročilou moderní technologií a automatizací kalibrace MR systémů se artefakty této skupiny vyskytují jen sporadicky. V případě, že se však projeví, může být detekce jejich příčiny velmi složitá. Nejdoporučovanějším řešením při poškození snímku neznámým artefaktem je obrátit se na servisního technika, nicméně následující kapitola by měla personálu pomoci k úspěšnému řešení *in situ*.





Obrázek 2.5.7: Zleva: feromagnetická jehla (SE); MR-kompatibilní jehla (SE); „blooming-ball“ artefakt na špičce titanové jehly ( $T_2W$  snímek biopsie mozkového nádoru) [14, 38].

### 2.6.1 DC offset

Artefakt DC offsetu je jedním ze dvou jevů, které jsou technicky spojené s chybou v elektronickém obvodu RF detektoru. Ideálně by napětí na výstupu přijímače mělo být mimo nahrávání signálu nulové. Někdy ovšem přijímač může mít odchylku (DC offset), kdy se na konci obvodu indukuje malá kladná nebo záporná hodnota napětí. Fourierova transformace offsetu (stejnoseměrné složky signálu) se ve frekvenční doméně zobrazí jako špičkový signál na nulové frekvenci. Signály s DC offsetem v k-prostoru jsou po FT zobrazeny na stejném frekvenčním vrcholu, a proto se zářivá struktura nachází přesně uprostřed snímku (obr. 2.6.2), někdy i s doprovodným truncačním artefaktem (viz obr. 2.6.1). Struktura může být i tmavá, pakliže je offset záporný. Tento centrální artefakt bývá zaměňován za aktivní lézi roztroušené sklerózy nebo lakunární infarkt [14, 15, 19, 29].

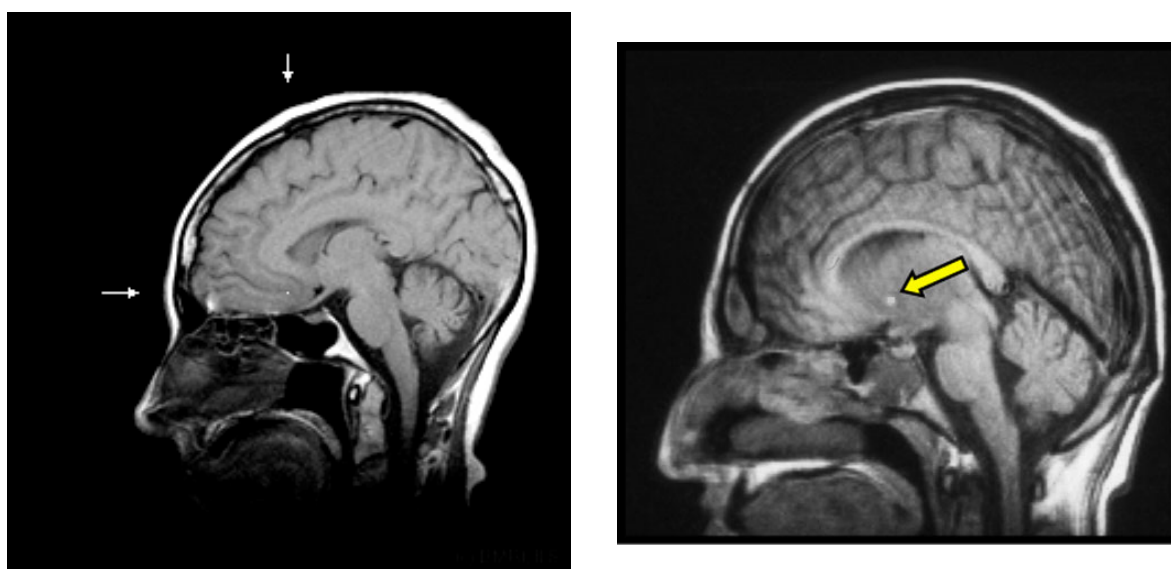
Pro redukci lze aplikovat fázovou alternaci RF excitačních pulzů nebo vynulování offsetu za cenu zdvojnásobeného množství impulzů (zdvojnásobení ST). Technická modifikace, která nezdvójnasobí počet impulzů, vede ke světlým čarám na horní a spodní straně FOV [14, 19, 25, 29].

### 2.6.2 RF kvadratura (quadrature ghost)

Artefakt je zapříčiněn nesouhlasným zesílením skutečného a imaginárního kanálu kvadraturního detektoru. Aby mohla Fourierova transformace fungovat správně, musí být zesílení série signálových směšovačů, filtrů a zesilovačů jak ve skutečném, tak v imaginárním kanálu kvadraturního detektoru stejně výkonné. V opačném případě může mít FT malou zápornou složku jedné z frekvencí transformovaného signálu. Tato malá záporná frekvenční komponenta způsobí diagonální kopii velmi nízké



Obrázek 2.6.1: Centrální bod s okolním truncačným artefaktem (GRE,  $T_R = 40$  ms,  $T_E = 15$  ms) [14].

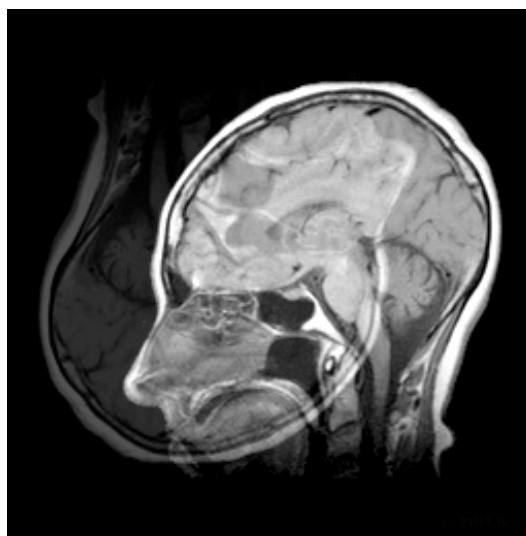


Obrázek 2.6.2: Vlevo: šipky směřují na zářivý bod umístěný přesně uprostřed MR snímku v důsledku FT DC offsetu [39]. Vpravo: DC offsetový artefakt s diagonálním rušením obrazu [19].

amplitudy zobrazeného objektu jak ve směru  $G_{FE}$ , tak  $G_{PE}$ , což jej odlišuje od klasického ghosting artefaktu (obr. 2.6.3). Jedná se o selhání hardwarové složky MR skeneru a musí tedy být povolán technik [8, 15, 29, 39].

Chybné zobrazení signálu z RF kvadratury je důsledkem analogového přijímače s přímou konverzí signálu, které mají integrované algoritmy pro samostatnou demodulaci signálu a digitalizační

HW. ADC digitalizují demodulované signály, umístěné na nulové frekvenci. Nevýhodou této jednotky je, že dvě analogové cesty mohou mít různé zesílení (in-phase/quadrature nebo I/Q neshoda), čímž dojde k rozdílu v amplitudách a fázový rozdíl mezi lokálními signálovými oscilacemi nemusí být přesně  $90^\circ$ . Tento artefakt by se neměl objevit u digitálních přijímačů s numerickou detekcí kvadratury [8, 15, 29, 39].



Obrázek 2.6.3: Kvadrurní artefakt s diagonálně otočenou zobrazovanou strukturou o  $180^\circ$  [39].

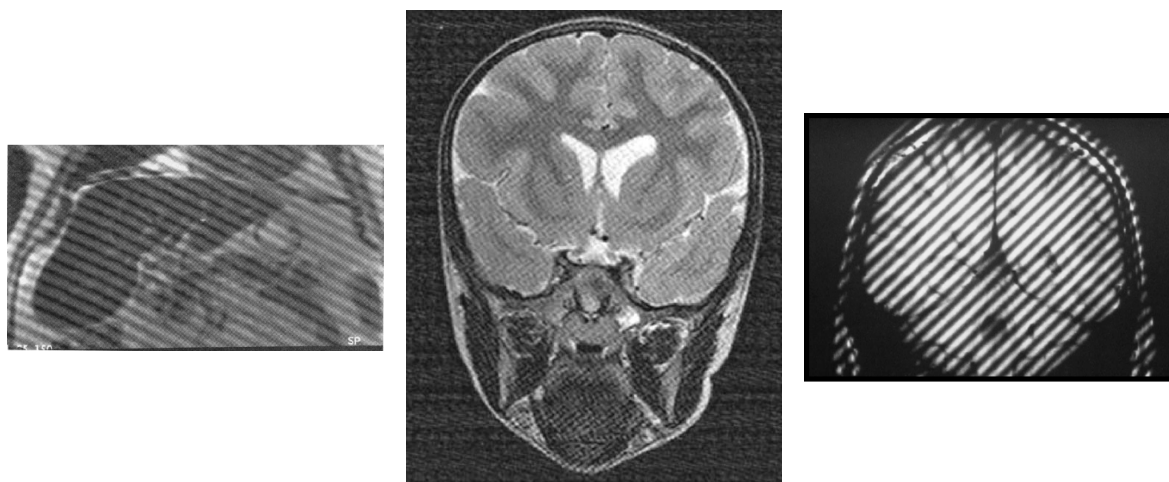
### 2.6.3 Spike artefakt (jev rybí kostry, criss-cross artefakt, manšestrový artefakt)

Zobrazí-li se na snímku pravidelná struktura pruhů o vyšších a nižších intenzitách, jde o spike artefakt. Jeho původ, respektive fyzikální příčina, mohou být různorodé, což z něj dělá jeden z nejhůře odstranitelných jevů, které se mohou na snímku objevit. Vzhled artefaktu závisí především na velikosti a lokalitě výboje vztaženému k nejvyšší frekvenční složce signálu (obr. 2.6.4). Variace intenzity, úhlu a vzdálenosti mezi jednotlivými pruhy se mění a většinou jsou tyto čáry přítomny jen na jednom nebo dvou řezech multiskennové akvizice.

Příčinou chyby datového bodu se souřadnicemi  $(k_x, k_y)$  je šum nebo glitch, pocházející z výboje statické elektřiny, jiskření elektrických součástek, nebo z nadměrné vlhkosti ve vyšetřovně, kdy FT šumu (množina spektrálních vrcholů sinusoidního signálu) je poté konvolucí superponována na celou obrazovou informaci jako sada paralelních čar o prostorové frekvenci, která je tímto výbojem zesílena.

Teoreticky by bylo možné špatné datové body odstranit a poté provést obrazovou rekonstrukci, což představuje jednu z rektifikací na některých MR přístrojích, nicméně většinou je jediným řeše-

ním provedení nové akvizice. Individuální snímek s manšestrovým artefaktem často indikuje selhání RF cívek, nebo regulačního obvodu se systémem potlačení vazby. Je-li výboj během jednoho náběru dat četnější, pak je ovlivněno větší množství prvotních datových bodů a pruhy na snímku si lze splést s pohybovým artefaktem (viz obr. 2.6.5). Eliminace artefaktu během snímání je velmi složitá, protože dané struktury nejsou nikdy stejně reprodukovatelné, obzvlášť jsou-li zapříčiněny výbojem statické elektřiny [9, 12, 19, 24, 34].

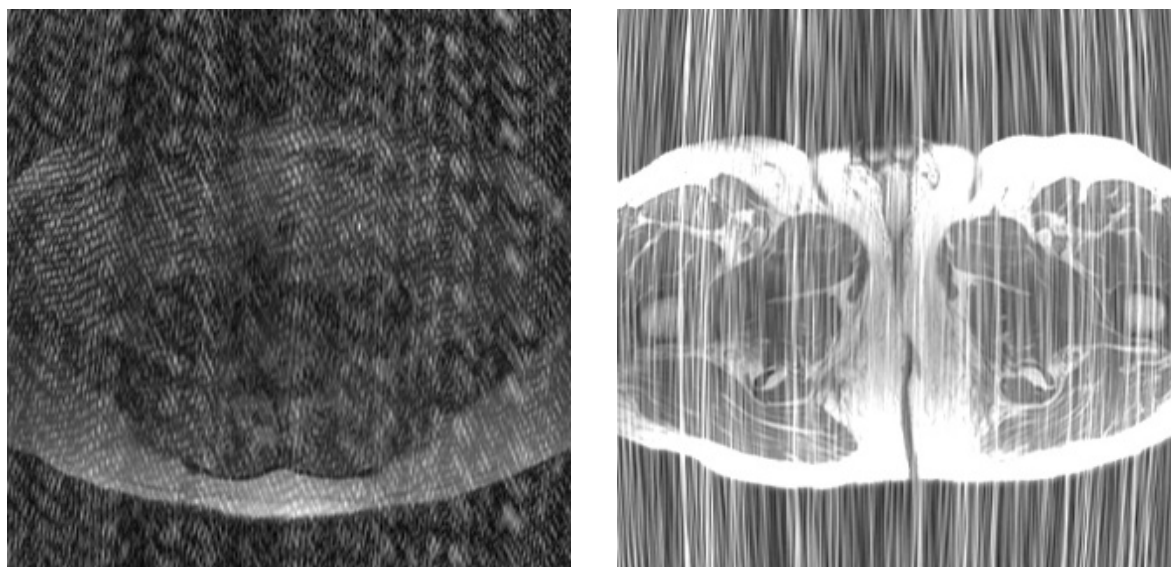


Obrázek 2.6.4: Přechodné elektrické výboje (spike artefakt). Směr a vzdálenost těchto čar závisí na okamžiku výboje vzhledem k náběru uprostřed sekvence kroků fázového kódování. Forma artefaktu na prostředním snímku se specificky nazývá criss-cross striace [24].

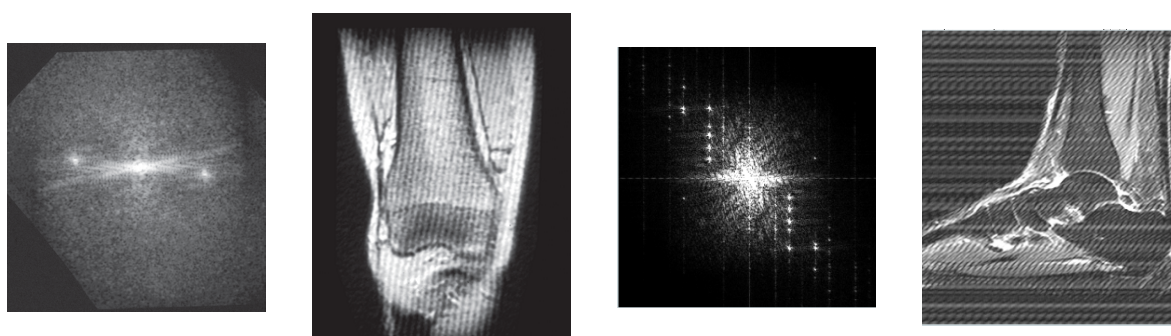
#### 2.6.4 Kalibrace cívek (nehomogenita pole $B_1$ , stínění, geometrická distorze)

Nelineární gradientní impuls nebo špatná kalibrace jeho amplitudy způsobí signálovou delokalizaci či geometrické zkreslení tkání. S rostoucí vzdáleností od středu aplikovaného gradientu dochází ke snížení jeho intenzity na okrajích FOV a ke kompresi zobrazení anatomické struktury, což je nejnápadnější u koronárního a sagitálního zobrazování. Abnormalita  $G_{PE}$  ovlivní délku nebo výšku voxelu a tím i distorzi snímku, přičemž jsou anatomické struktury stlačeny podél některé z os zobrazování. V ideálním případě slouží gradient fázového kódování pro náběr šířky objektu, zatímco  $G_{FE}$  slouží většinou pro akvizici delší strany [8].

Dle tabulky č. 2.0.0.1 lze buď zmenšit FOV, snížit intenzitu gradientu nebo modifikovat BW RF signálu ve směru  $G_{PE}$ . Není-li tímto dosaženo opravy snímku, může být příčinou závada na gradientní cívce nebo nadproud procházející cívkou [8, 9, 29].



Obrázek 2.6.5: Spike artefakt, způsobený častějšími výboji, se nápadně podobá pohybovému artefaktu [19].



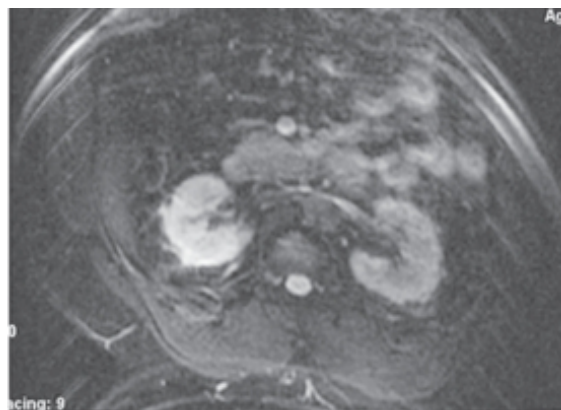
Obrázek 2.6.6: Porovnání jevu spike v k-prostoru a ve výsledném snímku po FT. Vlevo: SE sekvence; vpravo: STIR sekvence [1, 24, 29].

V jiné situaci se artefakt může projevit jako stínivé ohnisko s relativně redukovanou signálovou intenzitou na větší části obrazu. Abnormality patologického charakteru na obrazu tak mohou být zatemněny. Hlavní příčinou je nerovnoměrná excitace protonových spinů kvůli RF impulzům aplikovaným pod úhlem jiným než  $90^\circ$  a  $180^\circ$ . Stínění je rovněž způsobeno nadměrným nabíjením cívky nebo vazbou cívky v jednom bodě, jež bývá indukována u větších pacientů, kteří se nevyhnutelně dotknou tělní cívky a způsobí vazbu v bodě dotyku. Stínění však může být způsobeno i signálovým poklesem v důsledku vady na RF přijímači nebo zesilovači [10, 13].

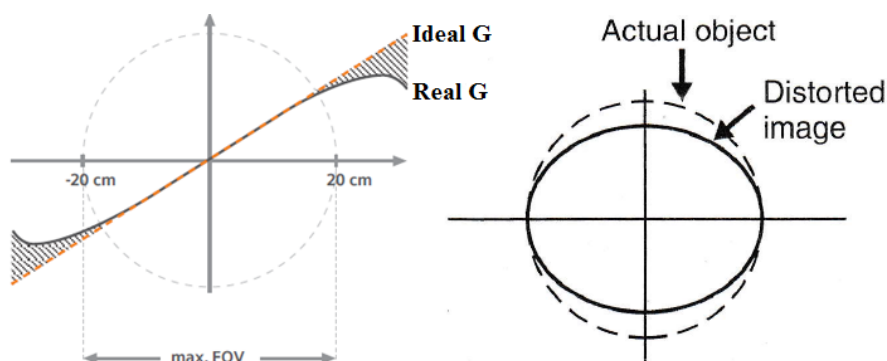
Za účelem minimalizace stínivého artefaktu by měla být anatomická část soustředěna v rámci dimenzí magnetu a cívky. Vždy musí být provedena kontrola velikosti cívky pro zobrazování a zamezení doteku mezi cívkou a pacientem, k čemuž jsou využívány pěnové podložky a vaky vyplněné vodou, umístěné mezi cívku a pacienta [10, 13].



Obrázek 2.6.7: Špatná kalibrace gradientu. Gradient GPE vysílá signál s dvojnásobnou amplitudou [24].

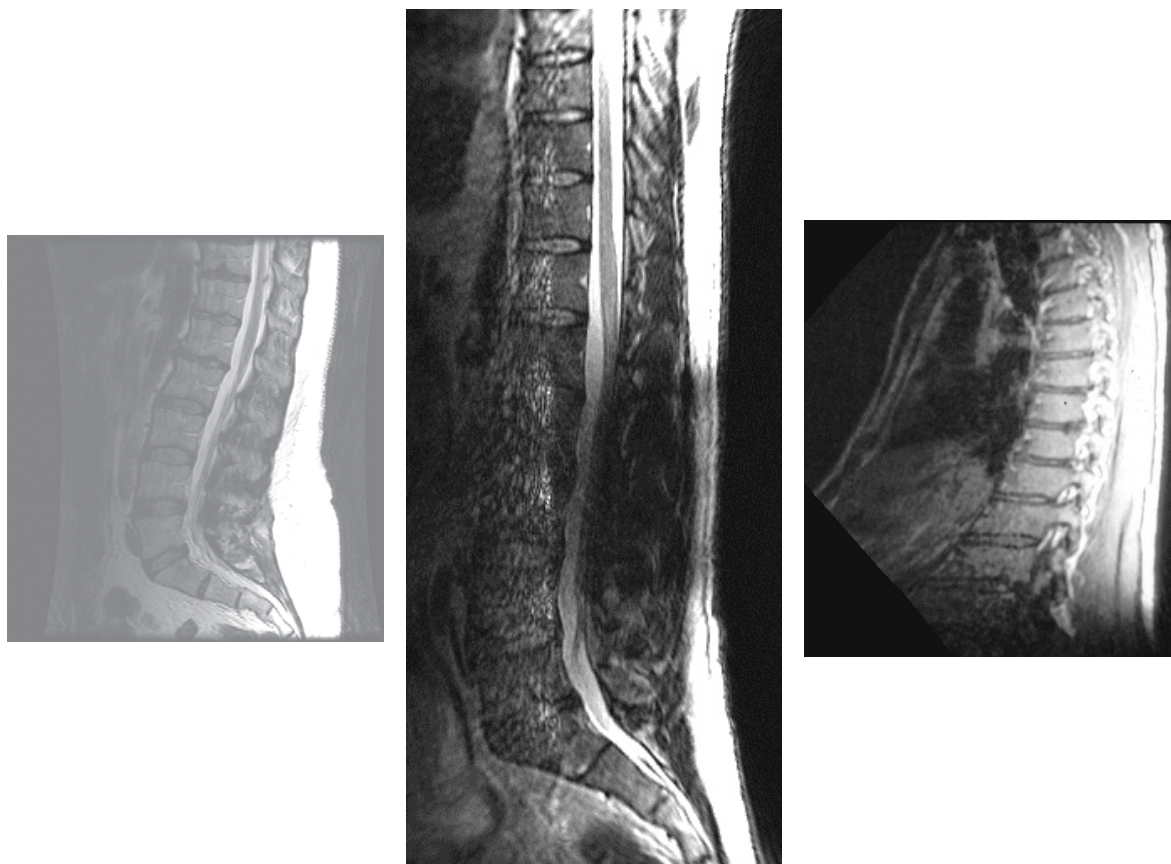


Obrázek 2.6.8: T<sub>2</sub>W obraz EPI abdominální oblasti vykazuje geometrickou distorzi do oválného tvaru břicha [1].



Obrázek 2.6.9: Tato schematická vizualizace gradientního artefaktu vykazuje 5% odchylku na okraji zobrazovaného objemu, měřicího 40 cm v průměru. Důsledkem je distorze prostorové informace na okraji FOV o 5 %, tedy o 1 cm [1, 18].





Obrázek 2.6.10: Vlevo: oblé okraje na hranicích FOV po kompenzaci gradientní nehomogenity. Uprostřed: stínění způsobené selháním RF cívky. Vpravo: porucha gradientní nebo povrchové cívky způsobuje úhlové zkreslení celého obrazu [1].

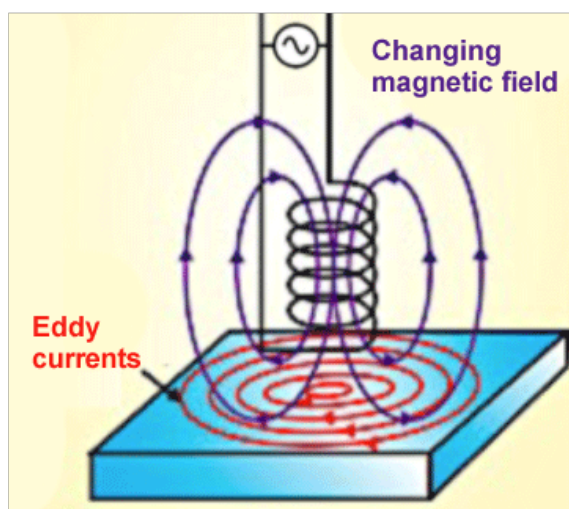
### 2.6.5 Foucaultovy (vířivé) proudy

Faraday-Lenzův zákon elektromagnetismu uvádí, že změny v magnetickém toku generují elektromotorické napětí  $\xi$ , jehož velikost je úměrná velikosti magnetického pole, velikosti plochy  $A$  (smyčky), ve které je proud indukován, a nepřímo úměrná době indukce:

$$\xi = -\frac{\Delta\Phi_m}{\Delta t}, \quad (2.6.5.1)$$

$$\text{kde } \Phi_m = B_0 \cdot A,$$

příčemž  $A$  je plocha, na které proud působí,  $\Delta \Phi_m$  je změna magnetického toku, a  $\Delta t$  je doba, za kterou změna proběhla. Záporné znaménko indikuje, že elektromotorické napětí se snaží změnu magnetického toku kompenzovat, a působí tak v opačném směru vyvolané změny. Je-li velikost magnetického pole po změně gradientu snížena, pak se indukované vířivé proudy pohybují v protisměru hodinových ručiček vzhledem k ortogonálnímu vektoru smyčky. V opačném případě se složky elektrického pole otáčejí po směru hodinových ručiček (schéma č. 2.6.11) [19].



Obrázek 2.6.11: Schematické zobrazení vířivých proudů při měnícím se magnetickém poli. Směr šipek odpovídá situaci, kdy proud cívkou klesá. Název pro proudy je odvozen z anglického „eddies“ (vířivé proudy v řece) [19].

MR systém využívá rapidního spínání a vypínání gradientů pro akvizici a prostorové nahrávání signálu, a proto jsou indukované vířivé proudy přítomny u všech typů zobrazování. Vířivé proudy způsobují distorze RF vlny gradientu (nejvíce u EPI). Vířivé proudy u pacienta vyvolávají biologické efekty jako je zahřívání tkání nebo neurostimulace PNS. Ve vztahu k částem MR skeneru jsou vířivé proudy indukovány okolo jakéhokoli vodivého media (gradientní cívka, hlavní magnet, vinutí povrchových cívek, kryt kryostatu, trubice pro tekuté helium a RF stínící soustava). Fenomén vířivých proudů vyvolá nechtěnou změnu gradientní intenzity a posuny  $B_0$ . Dle Faradayova zákona je magnituda vířivých proudů závislá na rychlosti změny podněcujícího magnetického pole, a proto rychlé sekvence produkují nejrozsáhlejší a nejzávažnější problémy. U EPI zobrazování je jev vířivých proudů nazýván jako Nyquistův  $N/2$  ghosting artefakt. Negativní vliv indukovaných proudů je zřetelný také u DWI, MRS, MRA, GRE sekvence a u jakékoliv sekvence s velmi krátkým  $T_E$ .

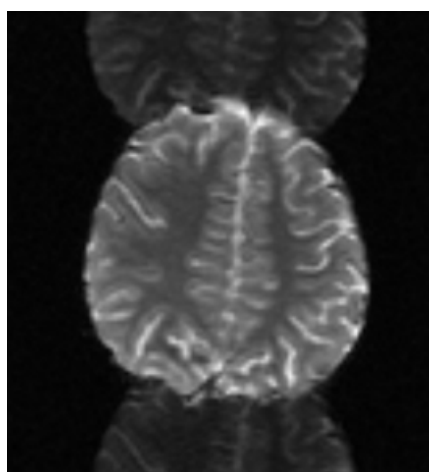
Vířivé proudy snižují rychlost a efektivitu přepínání gradientu; elektrické pulzy pohánějící gradi-



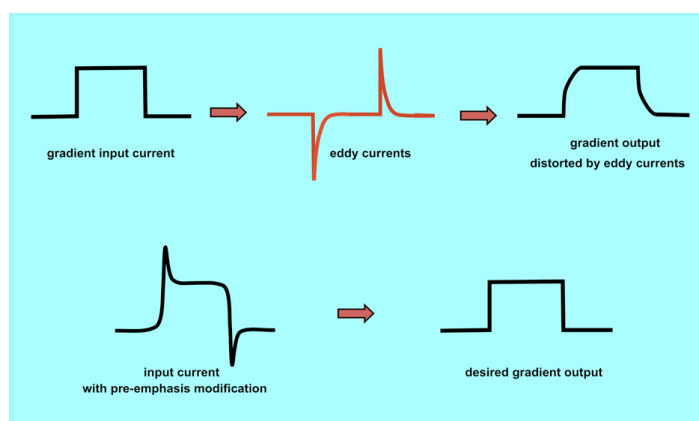
enty, se zkreslí a způsobí řadu obrazových artefaktů, jako je stínění, rozmazání, zkreslení prostoru, úbytek kontrastu, apod. Vířivé proudy indukované v kryostatu produkují teplotní zátěž, která degraduje kvalitu magnetického pole, což vede k rychlejšímu odpařování kryogenních tekutin [12, 15, 29].

Několik vířivých proudů s různými časovými konstantami je však přítomno za každých okolností. Míra účinku na RF vlnu je dána časovou konstantou. Nejsilnější proudy (s konstantami v řádu pár stovek mikrosekund) jsou indukovány v RF cívce a jejím krytí. Tyto proudy jsou zodpovědné za Nyquistův  $N/2$  ghosting artefakt. Přechodné vířivé proudy (v řádu jednotek až stovek milisekund) se nachází ve stěnách kryostatu nebo vnějších RF stínidlech a produkují stínění na TFSE nebo GRE sekvencích. Vířivé proudy s časovými konstantami o velikosti několika set milisekund vznikají ve vnitřním krytu kryogenní tekutiny a způsobí frekvenční posuny hlavního pole, což může vést k nedostatečné supresi tuku nebo vody. Ve všech typech EPI zobrazování způsobují vířivé proudy několik geometrických zkreslení a artefaktů (posunutí ve směru  $G_{FE}$ , roztážení ve směru  $G_{PE}$  a celkové fázové posuny) [19].

Pro eliminaci těchto artefaktů se využívá cívek se šterbinami, které umožní přerušení potenciálních proudových smyček. Dále je možné aktivně odstínit gradient použitím sekundární cívky pro omezení průřazové změny magnetického pole v důsledku primárního gradientu. Specificky se využívá také předzesílení vstupního proudu vstupujícího do gradientu s cíleným zkreslováním amplitudy gradientních impulzů tak, aby po působení vířivých proudů vznikly RF impulzy požadovaného tvaru [19].



Obrázek 2.6.12: Nyquist  $N/2$  ghosting artefakt [19].

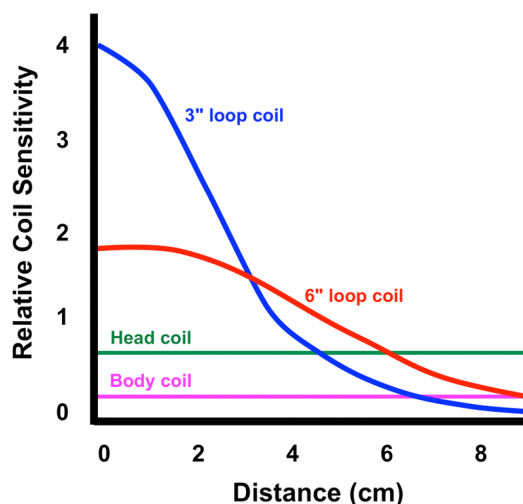


Obrázek 2.6.13: Vliv vířivých proudů na křivku gradientního impulsu. Je-li vstupní proud ve formě obdélníkového impulsu, pak vířivé proudy zkreslí výstupní signál. Předzesílení signálu lze docílit gradientního impulsu o ideálním průběhu. Křivky jsou pro ilustrační účely předimenzované [19].

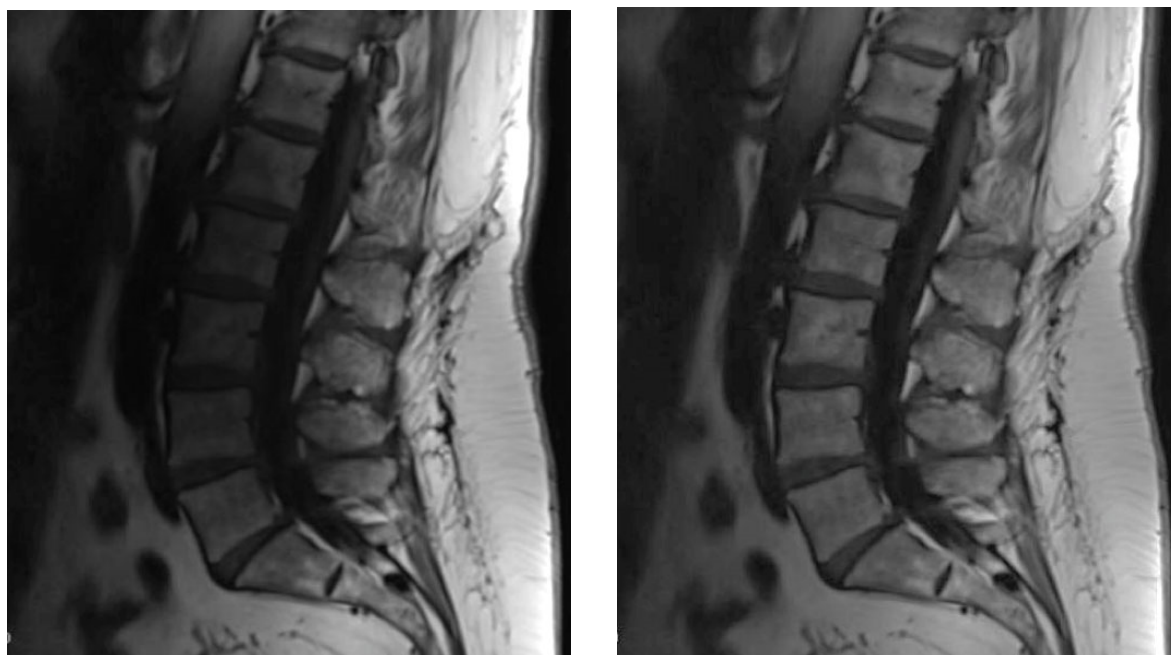
### 2.6.6 Hyperintenzita z povrchových cívek

Moderní MR zobrazování využívá pro adekvátnější rozložení intenzity a kontrastu na snímku povrchové cívky, a to hlavně při paralelním zobrazování. Výhodou aplikace povrchových tělních cívek je produkce vysokého SNR, zatímco nevýhodou představuje náchylnost k nehomogenitě RF signálu. Penetrační hloubka cívky je nepřímo úměrná jejím rozměrovým parametrům. Signály vznikající povrchově na pacientovi jsou zesilovány, zatímco hluboko uložené signály taktéž, čímž je generována charakteristická záře („flare“).

Nejjednodušším řešením pro artefakt je aplikování obrazového rekonstrukčního filtru. Tyto filtry upraví nízké intenzity, zlepší kontrast a redukuje šum. Jsou známy jako SCIC a bývají doporučovány pro zobrazování páteře a trupu. Korekce intenzity by neměla být používána při kvalitativním měření či zjišťování SNR,  $T_2W$  zobrazování chrupavky, fMRI, aj. U multikanálového paralelního snímání je možno provést korekce neuniformní signálové intenzity před samotnou akvizicí. Tyto techniky však vyžadují kalibrační sken pro určení citlivosti a mohou tak selhat, pakliže pacient během kalibrace vykoná pohyb. Techniky se liší v názvu dle jednotlivých výrobců (GE – PURE, Siemens – Prescan Normalize, Philips – CLEAR, Hitachi – NATURAL). U většiny akvizic je však možné využít kombinaci jak předzpracování, tak postprocessingu, nicméně by se neměly využívat v přítomnosti kovových implantátů v pacientovi – korekční algoritmy by byly neefektivní [19].



Obrázek 2.6.14: SNR pro cívky různých velikostí. Relativní citlivost povrchových cívek výrazně klesá s prodlužující se hloubkou směrem od cívky [19].



Obrázek 2.6.15: Vlevo: povrchová cívka na páteři způsobuje zář s příliš zářivou subkutánní vrstvou tuku. Hluběji uložené tkáně mají relativně nízký signál a jsou velmi slabě vizualizovány. Vpravo: stejný snímek zpracovaný pomocí SCIC algoritmu (korekce intenzity povrchové cívky). Výsledkem je uniformnější rozložení kontrastu [19].

## 2.7 Artefakt stojatých vln ( $B_1$ klenutí, field-focusing efekt, dielektrický efekt)

Elektromagnetické pole v látkovém prostředí lze za zjednodušujícího předpokladu lineárního isotropního prostředí, který je v případě lidského těla přijatelnou aproximací, popsat pomocí elektrické permitivity  $\epsilon$ , magnetické permeability  $\mu$  a elektrické konduktivity  $\sigma$ . Tyto veličiny jsou obecně závislé na frekvenci elektromagnetického pole a na fyzikálním stavu látkového prostředí (např. na teplotě).<sup>1</sup> Podrobné vysvětlení a diskuse těchto veličin je obsažena ve většině dobrých vysokoškolských učebnic [40]. Zde uvedeme pouze základní fakta nezbytná pro porozumění problematice diskutované v této sekci.

Elektrická permitivita  $\epsilon$  se obvykle zapisuje ve tvaru součinu (platí pro soustavu jednotek SI)

$$\epsilon = \epsilon_r \epsilon_0, \quad (2.7.0.1)$$

kde  $\epsilon_r$  je bezrozměrná relativní permitivita (v dřívější terminologii též dielektrická konstanta) a  $\epsilon_0$

<sup>1</sup>V pevných látkách může být isotropie výrazně narušena; k popisu prostředí je pak zapotřebí tensorových veličin.

je permitivita vakua, v němž klademe  $\epsilon_r = 1$ . Relativní permitivitu lze fyzikálně interpretovat jako poměr velikosti původní vakuové elektrické intenzity  $E_0$  k velikosti efektivní elektrické intenzity  $E$ , která se vytvoří v přítomnosti látkového prostředí superpozicí původní intenzity  $\vec{E}_0$  a intenzity  $\vec{E}'$  vzniklé orientováním látkových atomárních nebo molekulárních elektrických dipólů do směru  $\vec{E}_0$ . Jelikož se elektrické dipóly v isotropním prostředí vždy snaží orientovat do směru původní intenzity, míří jimi vytvořená střední intenzita  $\vec{E}'$  proti směru původní intenzity, v důsledku čehož je velikost efektivní elektrické intenzity  $E$  vůči původní  $E_0$  zmenšena. V látkovém prostředí je proto vždy  $\epsilon_r > 1$ .

Je-li elektrické pole časově proměnné, typicky oscilující jako v elektromagnetické vlně, závisí relativní permitivita na jeho frekvenci. Elektrické atomární či molekulární dipóly jsou v takovém případě nuceny sledovat oscilace elektrického pole, což je spojeno s oscilací jejich hmot se všemi důsledky pro závislost amplitudy vynuceného kmitání na frekvenci vynucující síly.

Magnetická permeabilita  $\mu$  se obvykle zapisuje ve tvaru součinu (uvedený způsob opět platí pro soustavu jednotek SI)

$$\mu = \mu_r \mu_0, \quad (2.7.0.2)$$

kde  $\mu_r$  je bezrozměrná relativní permeabilita a  $\mu_0$  je permeabilita vakua, v němž klademe  $\mu_r = 1$ . Relativní permeabilita je definována jako poměr velikosti původní vakuové magnetické indukce  $B_0$  k velikosti efektivní magnetické indukce  $B$ , která se vytvoří v přítomnosti látkového prostředí superpozicí původní indukce  $\vec{B}_0$  a indukce  $\vec{B}'$  vzniklé orientováním látkových magnetických dipólů do směru  $\vec{B}_0$ . Na rozdíl od elektrické intenzity však může být velikost původní vakuové magnetické indukce  $B_0$  přítomností látkového prostředí nejen zmenšena, ale i zvětšena, relativní permeabilita proto může být i menší než jedna.

Látky s  $\mu_r < 1$  (reálně je rozdíl vůči jedničce velmi malý; zapíšeme-li relativní permeabilitu pomocí magnetické susceptibility  $\chi_m$  jako  $\mu_r = 1 + \chi_m$ , je  $\chi_m$  řádově  $-10^{-9}$  až  $-10^{-5}$ ) nazýváme *diamagnetika*, látky s  $\mu_r$  těsně nad jedničkou (typicky  $\chi_m$  řádově  $10^{-5}$  až  $10^{-3}$ ) *paramagnetika*, a látky s  $\mu_r \gg 1$  *ferromagnetika*.

Permitivita vakua a permeabilita vakua jsou spojeny se základní fyzikální konstantou, fázovou rychlostí světla nebo obecně elektromagnetického vlnění  $c$ , vztahem [40]

$$c = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}}. \quad (2.7.0.3)$$

Pro rychlost elektromagnetické vlny v látkovém prostředí platí

$$v = \frac{1}{\sqrt{\epsilon \mu}}, \quad (2.7.0.4)$$

což s přihlédnutím k (2.7.0.1) a (2.7.0.2) dává

$$v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r \mu_r}} < c. \quad (2.7.0.5)$$

Index lomu prostředí  $n$  definovaný jako poměr rychlosti šíření elektromagnetické vlny ve vakuu a v tomto prostředí je proto

$$n \equiv \frac{c}{v} = \sqrt{\epsilon_r \mu_r} \geq 1. \quad (2.7.0.6)$$

Elektrická konduktivita vyjadřuje v lineární a isotropní aproximaci závislost lokální hustoty elektrického proudu  $\vec{J}_c$  (jednotkou je  $\text{A m}^{-2}$ ) na lokální elektrické intenzitě  $\vec{E}$ , tedy schopnost vést elektrický proud,

$$\vec{J}_c = \sigma \vec{E}. \quad (2.7.0.7)$$

Tato závislost je obvykle nazývána Ohmovým zákonem v diferenciálním tvaru. Konduktivita je převrácenou hodnotou specifického (měrného) odporu  $\rho$ ,

$$\sigma = \frac{1}{\rho}, \quad (2.7.0.8)$$

obě tyto veličiny jsou charakteristické pro dané prostředí.

V souladu s Maxwellovými rovnicemi je prostorová změna RF pole (rotace  $\vec{B}$ ) spjata s kondukčním proudem  $\vec{J}_c$  elektrických nábojů a Maxwellovým posuvným proudem<sup>2</sup>  $\vec{J}_d$

$$\vec{\nabla} \times \vec{B} = \mu (\vec{J}_c + \vec{J}_d) = \mu \vec{J}_{\text{tot}}, \quad (2.7.0.9)$$

kde posuvný proud

$$\vec{J}_d = \epsilon \frac{\partial \vec{E}}{\partial t} \quad (2.7.0.10)$$

přispívá do celkového proudu  $\vec{J}_{\text{tot}}$  vytvářejícího rotor magnetické indukce podobně jako kondukční proud  $\vec{J}_c$ . Dosadíme-li do (2.7.0.10) vlnový tvar elektrické intenzity

$$\vec{E}(\vec{r}, t) = \vec{E}_0 e^{i(\vec{k} \cdot \vec{r} - \omega t)}, \quad (2.7.0.11)$$

dostaneme pro celkový proud vyjádření

$$\vec{J}_{\text{tot}} \equiv \vec{J}_c + \vec{J}_d = -i\omega \epsilon \vec{E}, \quad (2.7.0.12)$$

<sup>2</sup>Název posuvný proud (displacement current) má historický původ a byl zaveden Maxwellem.

kde  $\hat{\epsilon}$  můžeme interpretovat jako komplexní permitivitu

$$\hat{\epsilon} = \epsilon + i \frac{\sigma}{\omega}. \quad (2.7.0.13)$$

Zatímco reálná část tohoto výrazu je spojena s elektromagnetickou energií propagovanou prostředím, imaginární část je spojena s disipací (absorpcí) elektromagnetické energie v látkovém prostředí. Reálná část relativní komplexní permitivity je v oblasti RF používaných v MRI (cca do 300 MHz) stejná jako ve statickém případě, tj. 80, zatímco relativní permeabilita je velmi blízká jedničce. Pro index lomu (2.7.0.6) pak vychází

$$n \approx \sqrt{80} \approx 8.94, \quad (2.7.0.14)$$

takže rychlost šíření RF elektromagnetické vlny ve tkáni je

$$v = \frac{c}{n} \approx 3.35 \times 10^7 \text{ ms}^{-1}. \quad (2.7.0.15)$$

Magnetické indukci  $B_0 = 1.5 \text{ T}$  odpovídá radiofrekvence  $63.9 \text{ MHz} = 6.39 \times 10^7 \text{ Hz}$ , a vlnová délka RF vlnění v tkáni je tedy

$$\lambda_{1.5\text{T}} = \frac{3.35 \times 10^7 \text{ ms}^{-1}}{6.39 \times 10^7 \text{ Hz}} = 52.4 \text{ cm}. \quad (2.7.0.16)$$

Analogicky pro magnetickou indukci  $B_0 = 3 \text{ T}$  resp.  $B_0 = 7 \text{ T}$  dostaneme po řadě  $\lambda_{3\text{T}} = 26.2 \text{ cm}$  resp.  $\lambda_{7\text{T}} = 11.2 \text{ cm}$ .

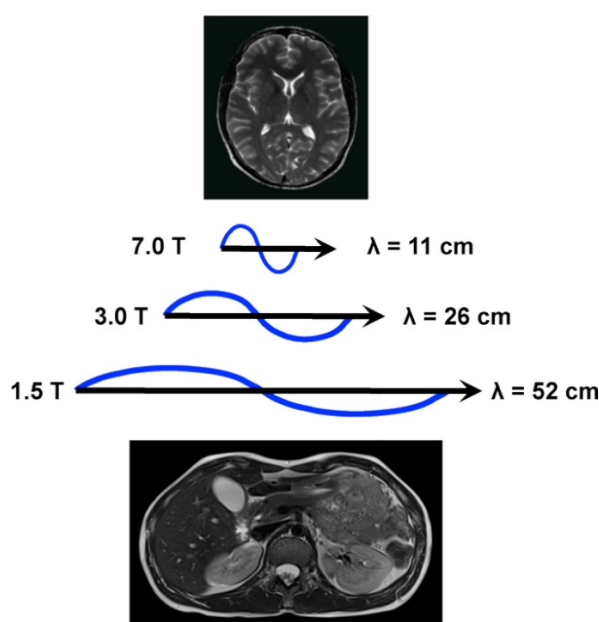
V tkáních je tedy vlnová délka srovnatelná – zejména u vyšších  $B_0$  – s charakteristickými rozměry lidského těla. Na povrchu těla dochází k analogickým jevům jako v optice: k refrakci a reflexi. Odražené vlny mohou v tkáni interferovat s přímými, vytvářet stojaté vlnění a tím místa, kde amplituda  $B_1$  je vyšší nebo nižší podle toho, zda se jedná o uzel nebo kmitnu. Výsledkem je nerovnoměrné rozdělení amplitudy  $B_1$  pole nazývané  $B_1$ -klenutí ( $B_1$ -doming) vedoucí k variacím jasu v MRI obrazu (viz obr. 2.7.1).

Kromě vzniku stojatého vlnění mechanismem popsaným v předchozím odstavci dochází vlivem imaginární složky komplexní permitivity (2.7.0.13) k útlumu. V tkáních jsou generovány konduktivní elektrické proudy, které energii RF vlny disipují na teplo. RF vlna ve směru postupu slábne, což má rovněž vliv na rovnoměrnost zobrazení. Oba uvedené mechanismy – vznik stojatého vlnění a útlum – se vzájemně komplikovaným způsobem ovlivňují.

V lidských tkáních při RF frekvencích užívaných v MRI jsou reálná a imaginární složka komplexní permitivity (2.7.0.13) – a tedy magnituda proudů  $\vec{J}_d$  a  $\vec{J}_c$  – řádově srovnatelné. S rostoucí frekvencí se disipace konduktivním proudem (odpovídajícím imaginární složce) stává méně významnou, ale dokonce ještě při 7 Tesla MRI (RF cca 300 MHz) je poměr imaginární a reálné části komplexní

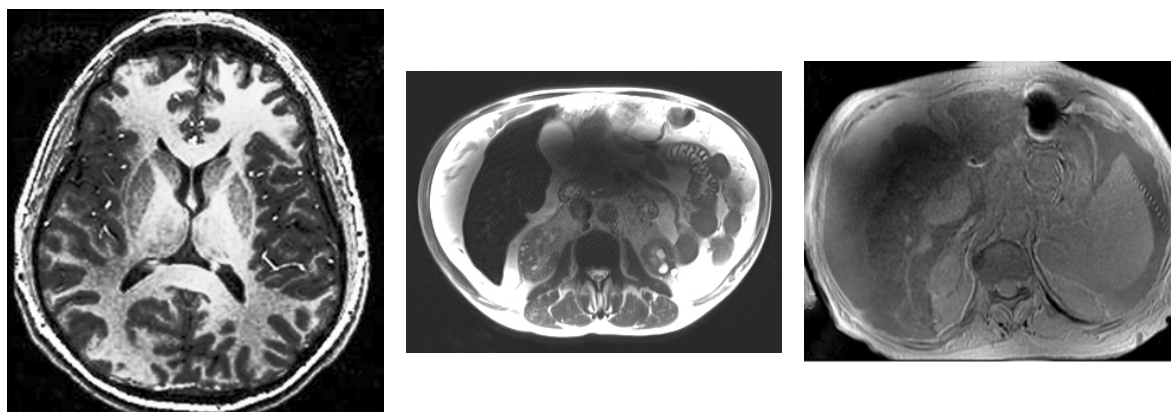
permutivity, tedy poměr konduktivního a posuvného proudu pro tuk, šedou hmotu mozkovou, svalovou tkáň a CSM po řadě zhruba 0.4, 0.6, 0.7 a 1.7. Pro menší indukci budou tyto hodnoty nepřímě úměrně větší. Vysoce dielektrické materiály obsažené v dielektrických vložkách mohou mít tento poměr řádu 0.01, což znamená, že konduktivní proud a disipaci je možné zanedbat [19].

V případě kulatého tvaru zobrazované struktury se signál ztratí na periférii, zatímco u oválných tvarů je signál ztracen ve směru krátké osy zobrazování. Základem pro vysvětlení principu dielektrických artefaktů je chování RF vlnových délek v tkáních v závislosti na síle magnetického pole. U vyšších frekvencí RF vln (nad 100 MHz) se charakter hlavního magnetického pole okolo pacienta mění a způsobuje neuniformní intenzitu signálu kvůli vodivým a dielektrickým efektům. V 1.5 T a menších intenzitách jsou vlnové délky v porovnání s velikostí těla pacienta dlouhé. Se zvýšením magnetického pole jsou tyto vlnové délky stejné nebo menší než zobrazovaný objekt. Teoreticky mohou proudy stojatého vlnění téci v opačných směrech z obou stran pacienta, čímž způsobí mramorování s destruktivní interferencí (tmavší oblasti snímku) a konstruktivní interferencí (světlejší oblasti snímku) oddělené od sebe čtvrtvlnovými délkami. Kontroverzní zůstává stanovení míry, do jaké dielektrická rezonance způsobuje tato zesvětlení a ztmavení snímku. Pro zmírnění jevů stojatého vlnění slouží vysvětlení vyplývající z relativně vysoké elektrické vodivosti tkání. Při testech na vysoce vodivých fantomech bylo demonstrováno centrální zesvětlení obrazu, i když by dielektrická rezonance měla být minimální [16, 19, 34].



Obrázek 2.7.1: Se zvyšujícím se magnetickým polem dochází ke zkrácení vlnové délky RF vln [19].

Artefakt způsobuje nerovnoměrné rozložení RF intensity a střídavou ztrátu signálu. Nehomogenita signálové intenzity na snímku bývá také označována jako  $B_1$  klenutí. Dielektrická konstanta vody může být využita ve prospěch zobrazování *in vivo*, protože snižuje signálovou nehomogenitu, přestože působí vyvoláním artefaktu na snímek destruktivně. Problém může nastat při testování MR skenerů na fantomech větších rozměrových velikostí.  $B_1$  klenutí je zesíleno slabou RF penetrací, což vede k nižší signálové intenzitě na periférii snímku [16, 34].



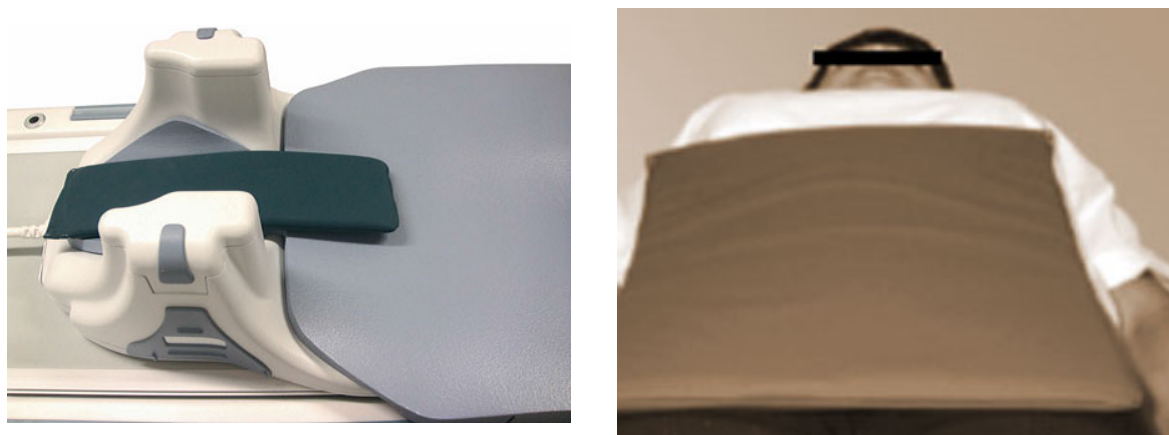
Obrázek 2.7.2: Vlevo: dielektrický efekt u 7.0 T, kde je střední část mozku abnormálně zesvětlena. Uprostřed je dielektrický artefakt u 3.0 T, kde je střed abdominální části s ascitem abnormálně zastíněn. Vpravo: PDW obraz abdominální oblasti demonstrující cirhózu a ascites a tmavší obraz kvůli stojatým vlnám [1, 19].



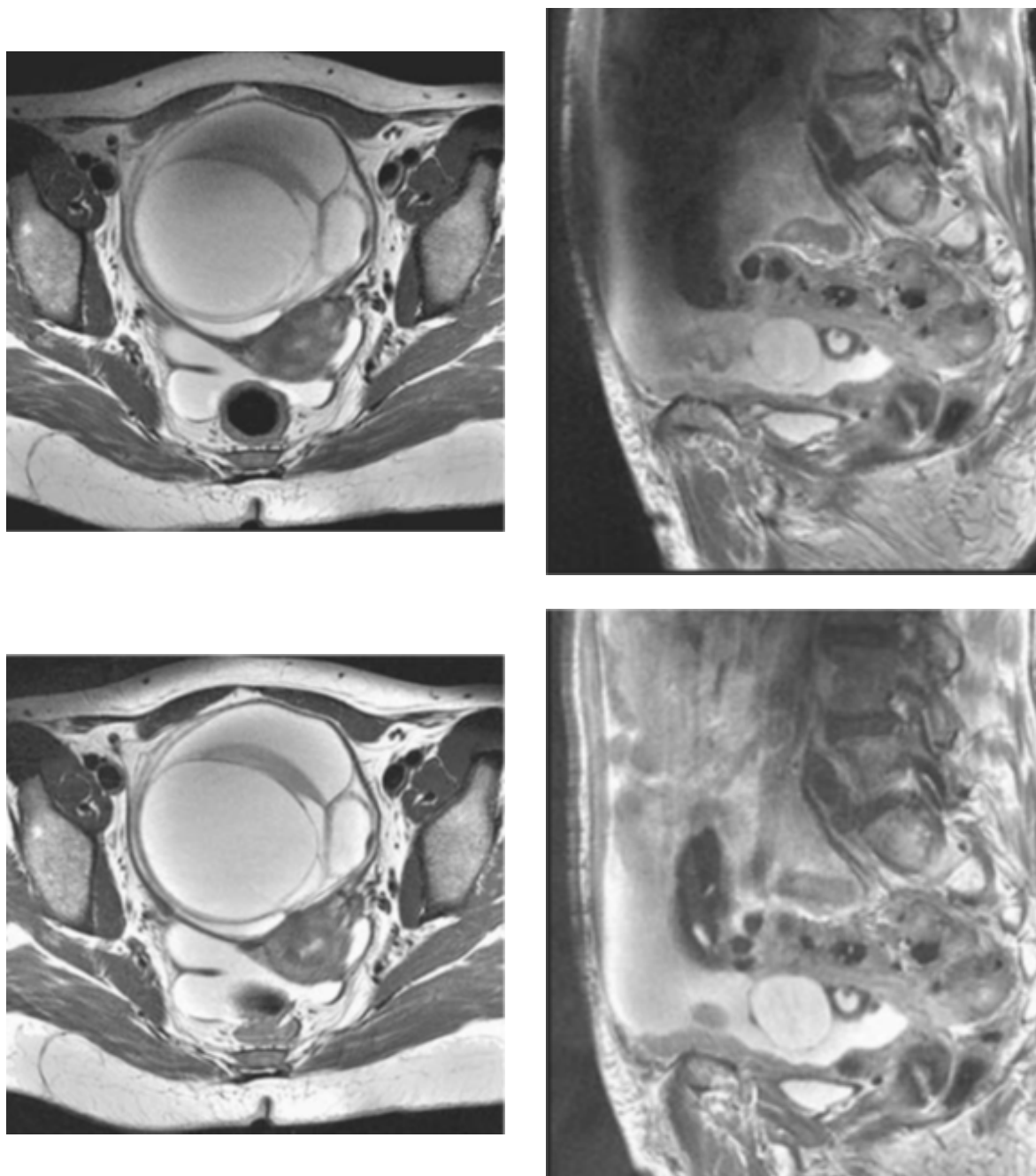
Fenomén dielektrického artefaktu je komplikovanější a vyžaduje podrobnější studie. Lze však konstatovat, že s vyspělejší technologií a klinickou aplikací MR skenerů s vyššími hodnotami magnetického pole budou dielektrické artefakty efektivněji eliminovatelné [16, 19].

**Metody eliminace artefaktu stojatého vlnění** Ačkoliv zdokonalování SW/HW redukuje vznik těchto artefaktů, doporučuje se využít v případech starších MR skenerů tzv. dielektrické vložky. Jejich umístění je zobrazeno na obr. 2.7.3. Dielektrická vložka je vyrobena z vysoce vodivého materiálu s vyšší dielektrickou konstantou, čímž umožňuje přivedení vyššího RF signálu na materiál a zlepšuje tak celkovou homogenitu pole. Nejjednodušší vložky obsahují zředěný roztok nebo gel chloridu manganatého ( $\text{MnCl}_2$ ). U zobrazování na fantomech se využívá balík  $\text{H}_2\text{O}$  s aditivem  $\text{MnCl}_2$ . Složitější vložky obsahují suspence kovů (calcium-barium-titanátu,  $\text{CaO} - \text{BaO} - \text{TiO}_2$ ) v deuterizované nebo protonizované vodě [16].

Vliv dielektrických vložek je mnohačetný – buď zabezpečí lepší impedanční přizpůsobení pro šíření hlavního magnetického pole, nebo indukované posuvné proudy ve vložce generují sekundární RF pole, které zesílí aplikované magnetické pole a vložky způsobí sférické zvětšení tvaru hlavy nebo abdomenu, čímž redukuje RF nehomogenitu vlastní pro eliptickou geometrii. Před 10 až 15 lety byly dielektrické vložky v klinické praxi využívány pro zachování homogenity  $B_0$ . Moderní 3.0 T skenery využívají duální RF technologie, která spočívá v aplikaci dvou zdrojů RF pole s přizpůsobitelným fázovým posunem u jednotlivých z nich. Technika paralelních RF polí je využívána při zobrazování na 3.0 T skenerech, nicméně pro vyšší intenzity  $B_0$  (7.0 T a 9.4 T) jsou stále zaváděny dielektrické vložky [19].



Obrázek 2.7.3: Vlevo: správné umístění dielektrické podložky na páteřní cívce u 3.0 T skeneru. Vpravo: větší dielektrická vložka využívaná pro zobrazování abdominální oblasti [19, 28].



Obrázek 2.7.4: 3.0 T FSE  $T_2W$  snímek ovarií zobrazuje artefakt dielektrika. Signálová ztráta je viditelná posteriorně na horních snímcích. Dole se nachází snímky rektifikované po užití dielektrické vložky, umístěné na břicho pacienta, a je tak zvýšena signálová homogenita. Nahoře vlevo je zřetelná ovariální cysta a vpravo se nachází karcinom [19].

Do jisté míry lze tento jev kompenzovat použitím algoritmů vytvořených na základě testování na fantomech, kdy jednou z technik je CLEAR od firmy Philips, nebo transmitní SENSE sekvence. Pro zamezení ztrátě signálu je rovněž doporučována optimalizace cívek, případně využití paralelního vysílání RF vln. V případě experimentů lze dokonalého výsledku dosáhnout zobrazováním fantomů s menším průměrem a o nižších konstantách dielektrika (olej,  $\varepsilon = 3$ ). *In vivo* zobrazování vyžaduje aplikaci dielektrických vložek [1, 16–18, 25, 34, 41].

## 2.8 Proudění tekutých látek

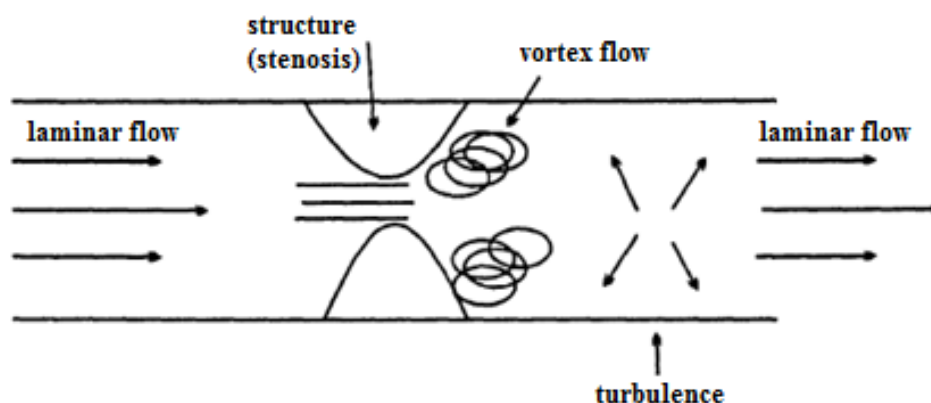
Proudění tekutin v lidském těle (krev, moč, CSM) má prudce negativní vliv na kvalitu snímku při MR zobrazování. Jedná se o problematiku spojenou spíše s MR angiografií, spektroskopií a neurografií, nicméně její důsledky jsou patrné i na snímcích ze standardního MR vyšetření. V cévách a mozkových dutinách proudí krevní elementy a CSM čtyřmi různými způsoby proudění:

1. *laminární*, kdy je celková průtoková rychlost cévou konstantní, i když je průtok na stěně cévy pomalejší kvůli vyššímu odporu než uprostřed cévního průsvitu
2. *turbulentní*, kdy průtoková rychlost nepravidelně roste a klesá
3. proudění ve formě *vířivých proudů* po nárazu na určitou anisotropní strukturu, kdy průtok na stěnách cév má spirálovitou trajektorii a uprostřed průsvitu vysokou rychlost
4. tekutina setrvává v klidu, ve *stagnantním stavu*

Intenzita signálu stojatého průtoku závisí na vlastnostech  $T_1$ ,  $T_2$  a PD – průtok se tedy chová jako tkáň v klidovém stavu. Artefakty většinou vznikají kombinací více fenoménů najednou, a proto jsou snímky vyhodnocovány dle nejvíce zastoupeného efektu.

V MRA jsou tyto artefakty využívány ke zobrazení cévních struktur a k získání kvantitativních informací o rychlosti proudění krve. Zobrazování pomocí proudění tělních tekutin využívá dvou fyzikálních efektů: vtok a výtok spinových objemů ve zobrazované rovině a fázové posuny vlivem toku. Hojně využívány jsou techniky bright-blood zobrazování (GMN v kombinaci s GRE sekvencemi pro zvýraznění krve) a black-blood zobrazování ( $T_1$  W SE sekvence a pre-saturační impulzy pro zobrazení cév s tmavším odstínem oproti okolním tkáním [1, 11, 13, 17, 18, 25].

**Rozfázování spinů** Vaskulární protony proudí různými rychlostmi, přičemž s rostoucí rychlostí se zvětšuje i fázový posun protonových spinů. Spinové rozfázování je závislé také na gradientech – po ztrátě fázové koherence je signál zeslaben. Efekt je výraznější v individuálních řezech, protože gradient ve směru  $G_{FE}$  trvá déle než ve směru  $G_{SS}$  [17, 18, 25].



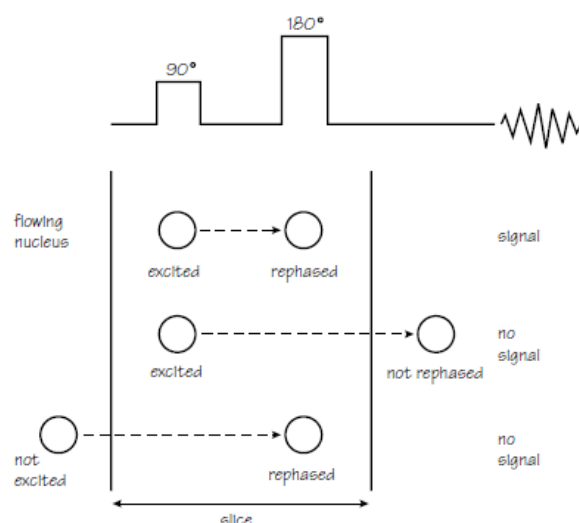
Obrázek 2.8.1: Formy proudění tělních tekutin [13].

**„Jet“ efekt** Rozfázování spinů nastává rovněž při turbulentním proudění spinů. Velikost signálové ztráty a velikost nízkosignálové oblasti je závislá na pulzní sekvenci a tvaru proudění. Efekt rozfázování je redukován zkrácením doby  $T_E$  (tento jev musí být zvážen při vyhodnocení velikosti stenózy) [17, 18, 25].

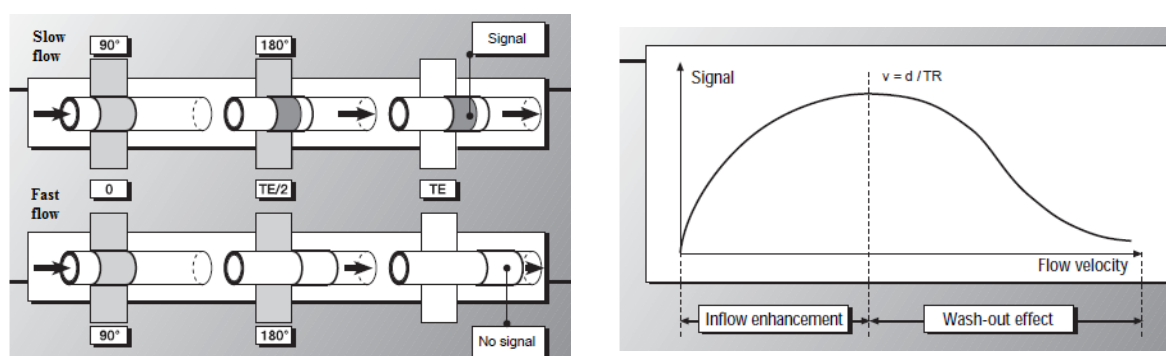
**„Wash-out“ efekt** se projevuje u SE sekvencí při vysokých průtokových rychlostech. Předtím, než je aplikován  $180^\circ$  refokusační impuls, objem začne vytékat z daného snímaného řezu, všechny spiny nedosáhnou rovnovážného stavu a signálový zisk je malý. „Wash-out“ efekt je typický pro SE, ne však pro GRE sekvence, kde chybí  $180^\circ$  refokusační impuls. Neobjevuje se také při nastavení širších tloušťek řezu a kratších dobách  $T_E$  [17, 18, 25].

**„Time-of-flight“ (TOF) efekt** Pro emitaci signálu musí být proton vystaven jak excitačnímu, tak refokusačnímu impulsu. V SE sekvencích může po působení prvního RF impulsu vystoupit daný proton ze zobrazované roviny ještě před aplikací  $180^\circ$  refokusačního impulsu. Podobně nemusí být daný spin přítomen v řezu při aplikaci prvního RF impulsu, ale následně může být vystaven druhému refokusačnímu impulsu (obr. 2.8.2). Za obou těchto okolností protonové spiny neemitují signál. Efekt TOF způsobuje buď signálovou ztrátu nebo signálové zrychlení a lze jej kompenzován presaturačními impulsy mezi FOV a místem vstupu nebo výstupu toku [23].

Nízká signálová intenzita či kompletní signálová ztráta bývají způsobeny především rychlým průtokem, intravoxelovým fázovým rozptylem různých rychlostních složek, rozfázováním lichého echa, špatnou prostorovou registrací v řezu a saturací z předcházejících RF impulsů. Je-li průtok naopak pomalý, může určitý objem nesaturované krve následovat saturovanou krev, která byla vystavena předcházejícímu RF impulsu. Když nesaturovaný objem vstoupí do řezu v momentě vyslání dalšího  $90^\circ$  RF impulsu, je signálová intenzita zvýšena. Důvody pro vysokou signálovou intenzitu jsou tedy:



Obrázek 2.8.2: TOF fenomén v SE sekvenci. Každý řez je selektivně excitován a refokusován. TOF fenomén vede k signálové ztrátě a cévy se zobrazí jako tmavé struktury. Efekt je závislý na rychlosti proudění, době  $T_E$  a tloušťce řezu. [13].



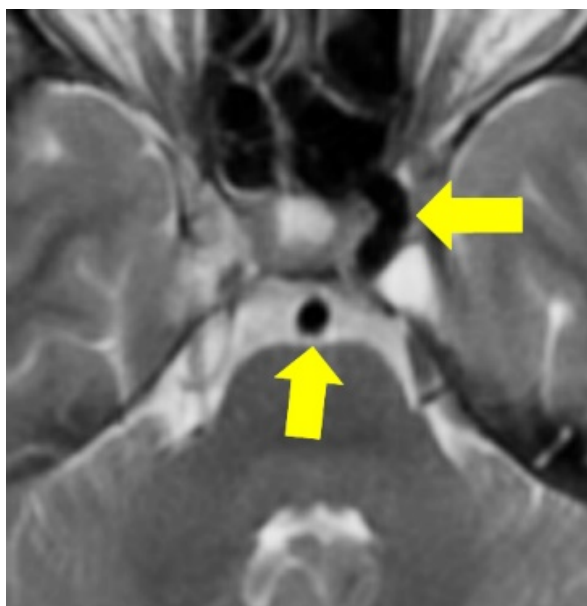
Obrázek 2.8.3: Vlevo: zisk a ztráta signálu při různých rychlostech průtoku tekutin po aplikaci SE sekvence. Vpravo: u SE sekvencí je „wash-out“ efekt příliš silný po dosažení určité průtokové rychlosti a MR signál začne prudce klesat [17, 18, 25].

fenomén „entry-slice“, sfázování sudého echa a diastolické pseudo-hradlování [22, 24].

**„Entry-slice“ fenomén** nastává v případě, kdy nesaturované spiny krevních elementů vstoupí do zobrazované roviny nebo vrstvy. Projevem je zářivá část oblasti cévy na prvním řezu, do kterého tato céva vstupuje. Pronikající signálová složka je utlumována s rostoucí vzdáleností od prvního řezu. Jev býval kdysi zaměňován za trombózu s katastrofickými následky. V multiřezovém snímání se tento jev vyskytuje na prvním snímku, proto se v angličtině daný artefakt nazývá jako „entry-slice“ [10, 34].

### 2.8.1 Ztráta signálu vlivem průtoku (flow void)

Ztráta signálu se může projevit kdekoliv v místech s různými protékajícími tekutinami, jako jsou krev, CSM nebo moč. Signál je ztracen vlivem kombinace dvou soudílných jevů, kterými jsou TOF a spin-phase efekt (viz dále). V anglosaské literatuře bývá výraz „flow void“ často zaměňován za „ztrátu průtoku“, což je však špatné vysvětlení, protože signálová ztráta je způsobena právě průtokem [19].

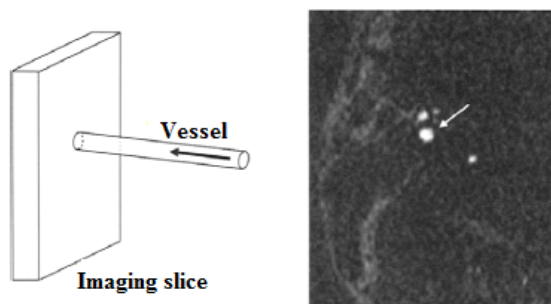


Obrázek 2.8.4: Ztráty signálu vlivem průtoku v *arteria basilaris* a v levé vnitřní karotidě indikují cévní průchodnost. Bez signálové ztráty je pravá vnitřní karotida shodná s velmi pomalým průtokem nebo okluzí [19].

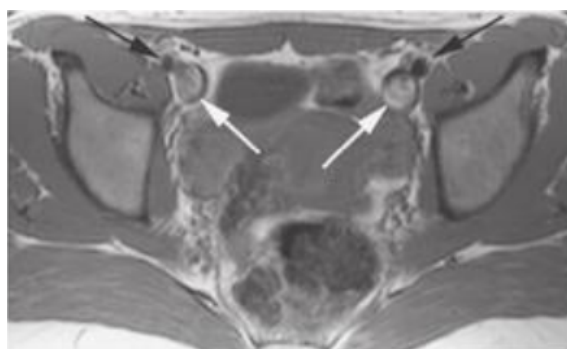
### 2.8.2 Flow-related enhancement (FRE), „in-flow“ efekt

FRE je způsoben plně magnetizovanými protony vtékajícími do oblasti zobrazovaného řezu, zatímco stacionární protonové částice nebyly plně magnetizovány. Vzhled proudící krve nezávisí jen na typu sekvence, ale také na dobách  $T_E$  a  $T_R$ , rychlosti proudění a tloušťce řezu. Předtím, než je v GRE sekvenci vyslán druhý  $90^\circ$  RF impuls, dojde k částečné relaxaci spinů a je znovu zčásti obnovena longitudinální magnetizace. Protony v cévě během doby  $T_R$  však již opustily snímání řez a byly nahrazeny protony, které mají stále svou plnou longitudinální magnetizaci. Po vyslání druhého  $90^\circ$  RF impulsu bude vycházet z cévy více signálu než z jejího okolí, a to kvůli kumulaci podélné

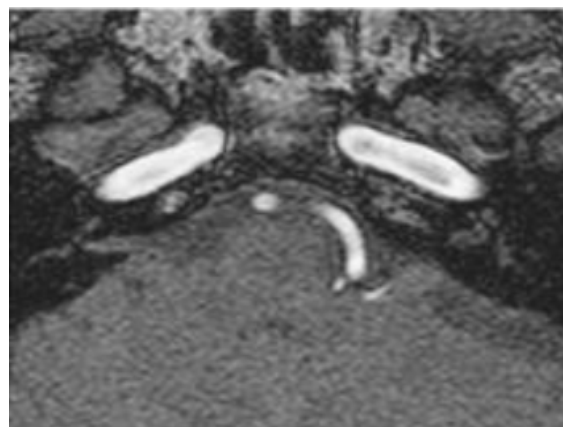
magnetizace v dané chvíli. Celá problematika je ještě mnohem komplexnější – např. během multi-řezového zobrazování závisí velikost přijatého signálu také na orientaci a směru toku. Žádný z nově vtékajících objemů nebyl předem excitován, jejich magnetizace je tedy nulová a RF impuls zapříčiní PDW zobrazení protékající krve, což je důvodem, proč se v GRE sekvencích zobrazí cévy s vysokou intenzitou. Efekt je akcentován s klesající rychlostí proudění, s klesající dobou  $T_E$  a s větší tloušťkou řezu [8, 10–12, 42].



Obrázek 2.8.5: Schematická reprezentace FRE. Plně magnetizované krevní elementy vstupují do zobrazovaného snímku. Singál z krve je zrychlen relativně ke stacionárnímu tkáňovému pozadí, které je vystaveno částečné saturaci opakovaným RF excitačním impulzem. Vlevo je snímek *a. carotis communis dextra*, kde se signál vlivem FRE vyznačuje vysokou intenzitou. Jedná se o snímek z 2D-TOF MRA [11].



Obrázek 2.8.6: Axiální  $T_1$  snímek vykazuje „in-flow“ efekt u pomaleji tekoucích kyčelních žil (bílé šipky). Rychleji proudící krev v tepnách vykazuje TOF efekt a signálovou ztrátu (tmavé šipky) [1].



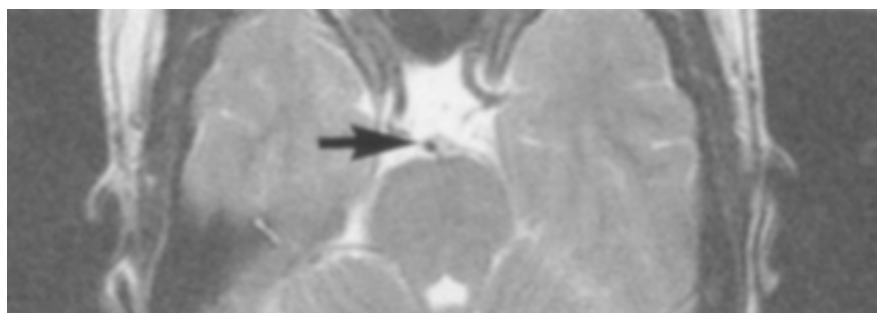
Obrázek 2.8.7: GRE axiální snímek 2D TOF zobrazování vykazuje vysokou signálovou intenzitu vlivem „in-flow“ efektu u vnitřních karotid a obratlových tepen [1].

### 2.8.3 Vysokorychlostní ztráta signálu

Vysokorychlostní proudění způsobuje, že protony vstupující do obrazu při aplikaci  $90^\circ$  RF impulzu opustí daný řez ještě předtím než je vyslán  $180^\circ$  refokusační impulz. Efekt je popisován tak, že eliminované protony nepřispívají žádnými signálovými složkami do echa a jsou registrovány jako signálové prázdno nebo signálová ztráta vlivem průtoku. V důsledku toho je ztracen signál z cévy, která se proto zobrazí jako tmavá struktura. V MRA je tento jev využíván pro specifické zobrazování krevního toku. Rychlost ( $v_{\text{flow}}$ ), potřebnou pro opuštění řezu (o tloušťce  $\Delta G_{\text{SS}}$ ) během doby  $T_R$ , a produkci maximální signálové ztráty lze zjistit dle nerovnice:

$$v_{\text{flow}} > \frac{\Delta G_{\text{SS}}}{\frac{1}{2}T_E} \quad (2.8.3.1)$$

Z rovnice 2.8.3.1 vyplývá, že se vysokorychlostní signálová ztráta zvyšuje s rostoucí rychlostí proudění, delší dobou  $T_E$  a s menší tloušťkou řezu [8, 11, 34, 42].

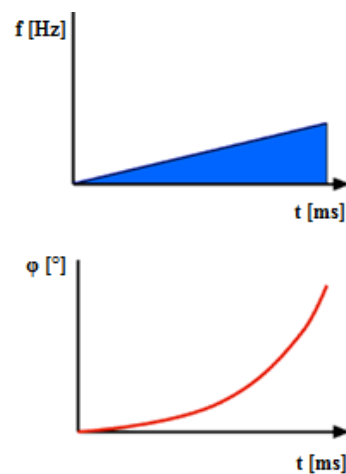
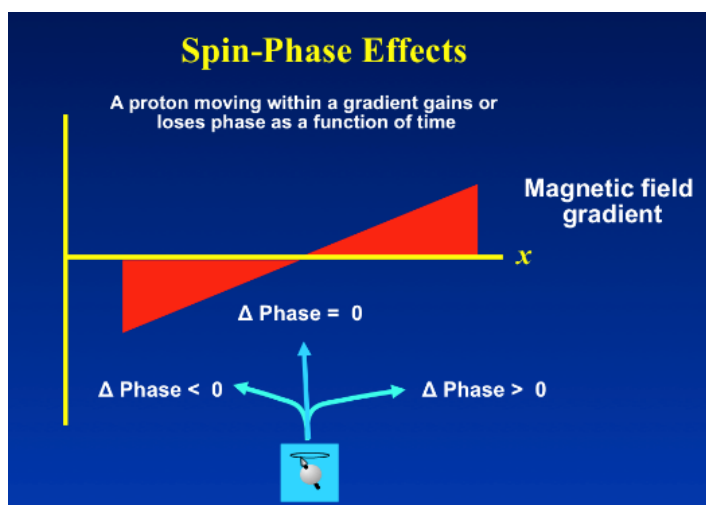


Obrázek 2.8.8: T<sub>2</sub>W axiální snímek mozku. Vysokorychlostní ztráta signálu v karotidě a bazilárních tepnách [8].

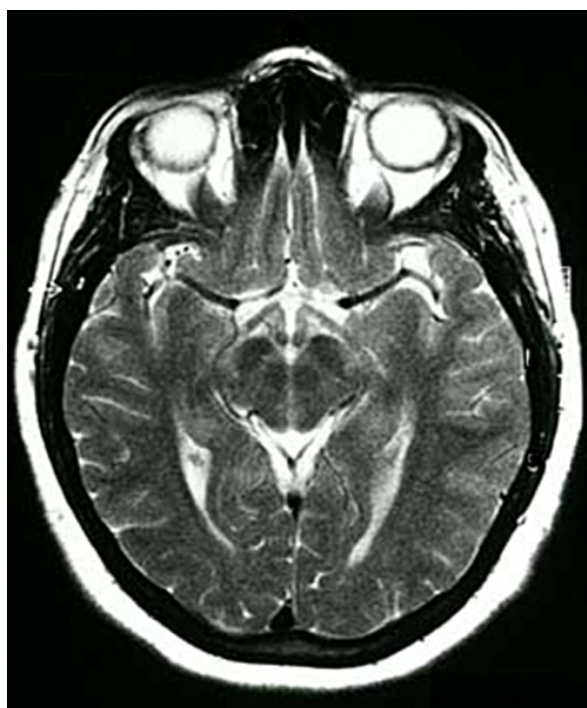
### 2.8.4 Ztráta signálu vlivem turbulentního proudění, „spin-phase“ efekt

Proudění může mít tvar laminární s parabolickým profilem a největšími rychlostmi ve středu cévy, nebo turbulentní, kde je profil vzhledem ke středu cévy plochý. Rezonanční frekvence se u pohyblivých protonových spinů mění s průběhem podél gradientu, a tak vznikají artefakty spojené s fázovými posuny. Protony pohybující se v magnetickém poli gradientu jsou vystaveny efektu rozfázování vůči statickým protonům v okolní tkáni. Protonové spiny produkují ve směru  $G_{\text{PE}}$  ghosting artefakty, protože nejsou správně fázově kódovány. V rutinním zobrazování je „spin-phase“ efekt většinou zodpovědný za ztrátu signálu u rovinného průtoku a v oblastech cévní turbulence. V MRA se tento jev využívá pro vytvoření angiogramů nebo pro měření průtoku CSM [12, 19, 34, 42].





Obrázek 2.8.9: Proton, pohybující se po gradientu, nabírá nebo ztrácí fázi za určitou dobu. [19].



Obrázek 2.8.10: Nízký signál arteriálního průtoku kvůli „spin-phase“ efektu [19].

Výpočet kumulované fáze je komplikovanější, a proto je v následujícím demonstračním příkladě předpokládáno, že se proton pohybuje konstantní rychlostí ( $v_{\text{flow}}$ ) za čas  $t$  po gradientu o konstantní velikosti  $\Delta G_{\text{SS}}$ . Pozice protonu ve směru frekvenčního kódování je dána  $x = v \cdot t$  a jeho resonanční offsetová frekvence  $f_{\text{offset}}$  roste lineárně s časem:

$$f_{\text{offset}} = \gamma \cdot \Delta G_{\text{SS}} \cdot x = \gamma \cdot \Delta G_{\text{SS}} \cdot v \cdot t. \quad (2.8.4.1)$$

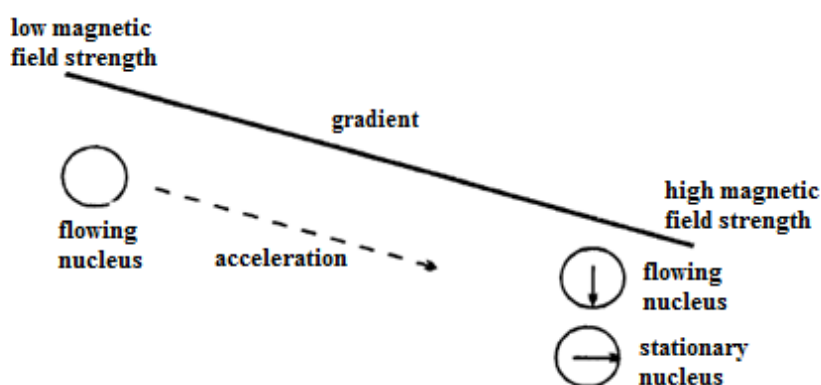
Celkový fázový přírůstek je suma všech kumulovaných frekvenčních změn za určitou dobu, a proto je konečný fázový posun protonu definován jako:

$$\phi(t) = \int f_{\text{offset}} dt = \int (\gamma \cdot \Delta G_{\text{SS}} \cdot v \cdot t) dt = \gamma \cdot \Delta G_{\text{SS}} \cdot v \int t dt = \frac{1}{2} \cdot \gamma \cdot \Delta G_{\text{SS}} \cdot v \cdot t^2. \quad (2.8.4.2)$$

Rovnice 2.8.4.2 popisuje velmi důležitý mechanismus – fázový posun pohyblivého spinu je úměrný jeho rychlosti, síle gradientu a druhé mocnině doby, po kterou se pohybuje podél gradientu [19].

### 2.8.5 Intravoxelové rozfázování

Jev je způsoben gradientem, který buď zrychlí nebo zpomalí jádra protonů během jejich proudění různými oblastmi magnetického pole. Takto ovlivněné spiny buď získají nebo ztratí fázi ve vztahu k jejich stacionárním protějškům. Fázový rozdíl mezi stacionárními a proudícími spiny ve stejném voxelu způsobí rozfázování a signálovou ztrátu. Kompletní intravoxelové rozfázování nastává v oblastech s turbulentním prouděním tekutin, jako např. v úzké stenóze, která je tak zobrazena tmavě. Účelnou a efektivní kompenzací je technika GMN [12, 23].

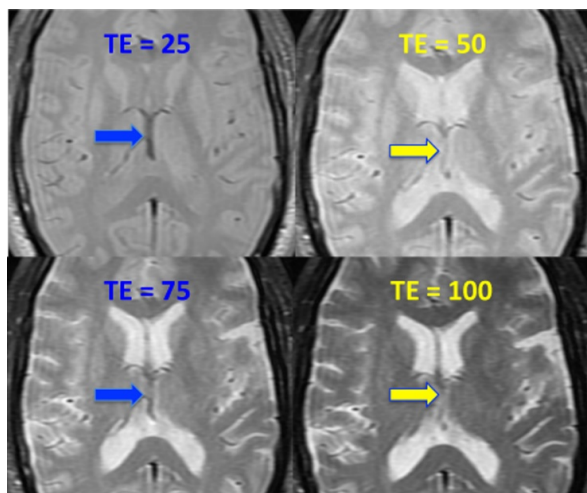


Obrázek 2.8.11: Schématický princip intravoxelového rozfázování [11].

### 2.8.6 Sfázování sudého echa a rozfázování lichého echa

Sfázování sudého echa představuje průtokový jev, pozorovaný na SE snímcích, na kterých se zobrazí několik ekvidistantních signálových odezev (např. 25/50/75/100). Pro krev, protékající konstantní rychlostí, je v takovémto prostředí fázový rozptyl menší při sudých odezvách (50/100) než na lichých (25/75). Absolutní zvýšení signálové intenzity na sudých snímcích se nazývá sfázování sudého echa. Tato modulace signálu je způsobena gradientem  $G_{FE}$ , a proto je tento jev pozorován v planárním zobrazování. Vnitřní mozkové žíly, zobrazené na obr. 2.8.12, prostupují ve směru  $G_{FE}$ , což vysvětluje výraznost daného fenoménu.

Jak sfázování sudého echa, tak rozfázování lichého echa vychází z podstaty, že při stálém proudění za přítomnosti konstantního gradientu dochází k fázovému posunu, který se exponenciálně zvětšuje s časem. Když jsou tyto fázové posuny modifikovány  $180^\circ$  RF impulzem, kvadratické fázové rozptýlení se vynuluje na střídavých odezvách. K těmto fázovým jevům docházelo při jednoduchém multispinovém snímání, a proto byla tato technologie nahrazena F(T)SE sekvencemi. FSE zobrazování však využívá symetrické odezvy, a tak se oba fázové fenomény odehrávají „nepřímo“ a v cévách dochází k opětovné modulaci MR signálu [19].

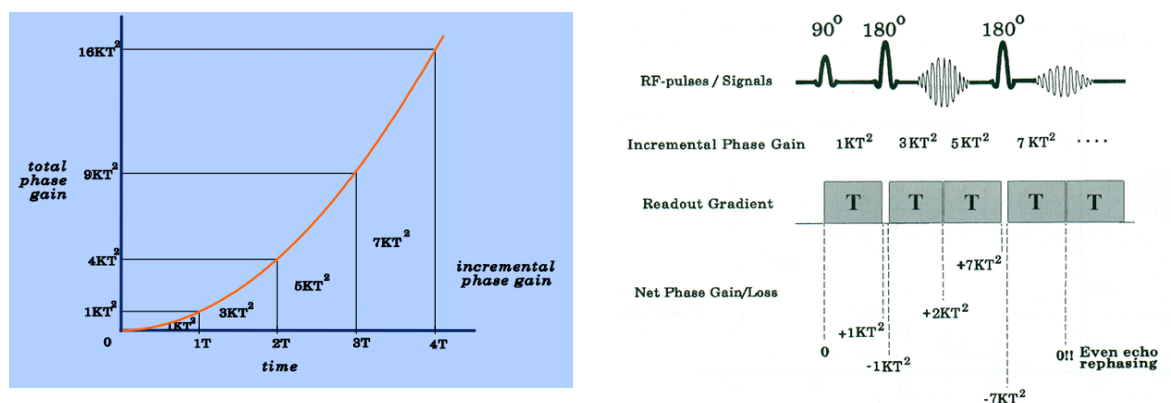


Obrázek 2.8.12: Rozfázování lichého echa ( $T_E = 25$  a  $75$ ) a sfázování sudého echa ( $T_E = 50$  a  $100$ ) vyznačené ve vnitřních mozkových žilách (šipky). Intenzita signálu je vyšší na sudých snímcích [19].

Matematické vysvětlení obou těchto fenoménů využívá zákonitostí, že pro konstantní průtokovou rychlost („ $v_{\text{flow}}$ “) konstantním gradientem ( $G$ ) se celkový fázový posun ( $\phi_c$ ) zvětšuje kvadraticky s časem ( $T$ ). Jinými slovy:

$$\phi_c = KT^2, \quad (2.8.6.1)$$

kde  $K = \frac{1}{2}\gamma Gv$  je konstanta při stálé rychlosti a konstantním  $G_{\text{FE}}$ . Kvadratická závislost celkového fázového zisku na čase je zobrazena na obr. 2.8.13. Po čtyřech gradientních intervalech o čase  $T$  vzrostla fáze kvadraticky na  $KT^2$ ,  $4KT^2$ ,  $9KT^2$  a  $16KT^2$  (časy 1 až 4). Přírůstkové fázové příspěvky prvního až čtvrtého intervalu jsou proto  $KT^2$ ,  $3KT^2$ ,  $5KT^2$ , a  $7KT^2$ .



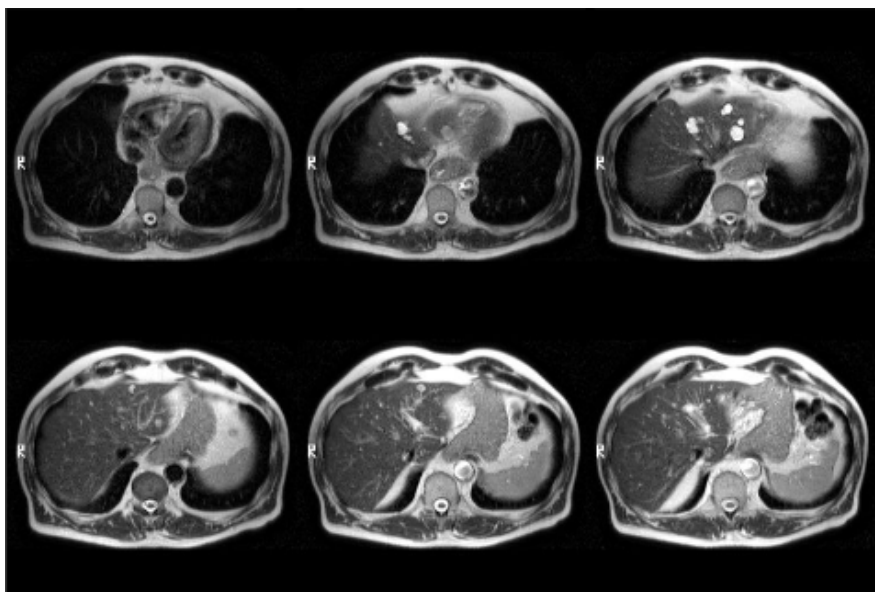
Obrázek 2.8.13: Kvadratická závislost absolutního fázového zisku na čase [19].

Aplikací těchto fázových příspěvků z každého gradientního bloku lze nyní vypočítat fázi v každém bodě zobrazování multispinového echa. Celková akumulovaná fáze je po prvním RF impulsu gradientu rovna  $KT^2$ . Okamžitě po  $180^\circ$  refokusačním impulsu je celková fáze invertována na  $-KT^2$ . Další blok gradientu fázi navýší o  $3KT^2$  a následně odpovídá celková fáze uprostřed prvního echa  $2KT^2$  (tzn.  $-KT^2 + 3KT^2$ ). Proto je první signálová odezva znatelně fázově rozptýlena kvůli průtokovým efektům a důsledkem je rozfázování lichého echa.

Následuje další blok gradientu, který přidá kumulativní fázovou složku  $5KT^2$ . Po tomto bloku a ještě před  $180^\circ$  RF impulzem dosáhne celková fáze hodnoty  $2KT^2 + 5KT^2 = 7KT^2$ .  $180^\circ$  RF impuls tuto fázi invertuje na  $-7KT^2$ . Před dosažením střední hodnoty druhého echa musí být přidán přírůstek fázového příspěvku ze čtvrtého bloku gradientu ( $7KT^2$ ). Celková fáze je tedy ve středu druhého echa rovna  $-7KT^2 + 7KT^2 = 0$ . Jinými slovy dojde ke sfázování protonových spinů, což je příčinou jevu zvaného sfázování sudého echa [19].

### 2.8.7 Diastolické pseudo-hradlování

Další ze série průtokových jevů se zobrazuje jako soubor periodicky světlých a tmavých signálů pocházejících například z pulzující aorty, přičemž signál prostupuje více řezy. Synchronizace srdečního rytmu a pulzní sekvence ( $T_R = 1/HR$ ) vede k zobrazení vysokého signálu během diastolické půlvlny, kdy je krev relativně stacionární, a ke ztrátě signálu při systole, kdy je průtok vysoký. V sekvencích s EKG hradlováním musí proto být doba  $T_R$  násobkem srdeční frekvence HR [1].

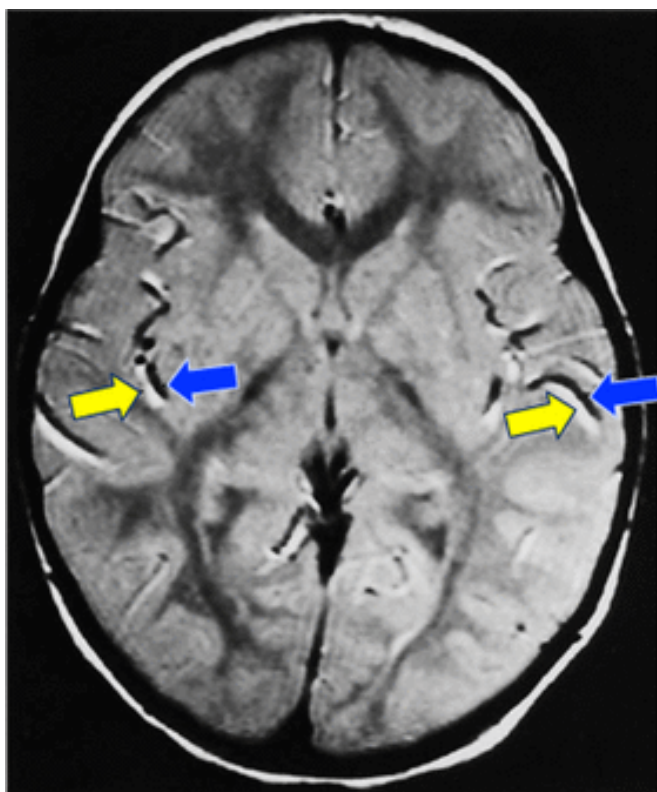


Obrázek 2.8.14: Ve sledu souvislých snímků z oblasti spodní dutiny hrudní a horní části dutiny břišní lze pozorovat střídavou změnu intenzity aortálního objemu [1, 43].

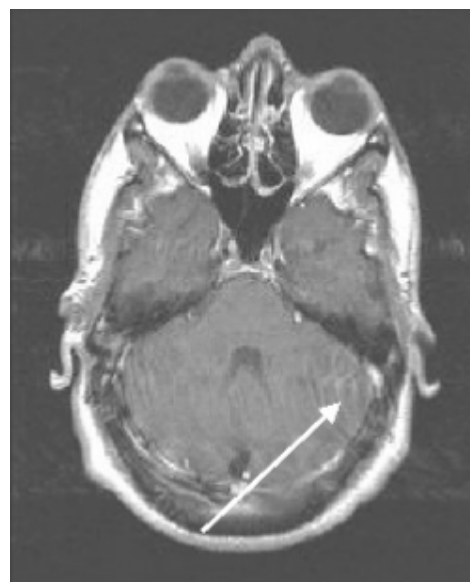
### 2.8.8 Chybná signálová (prostorová) registrace

Špatné zaznamenání signálu je demonstrováno jako změna polohy intravaskulárního toku (obr. 2.8.15 a 2.8.16). Každý pixel v rutinním MR zobrazování je kódován jak frekvenčně, tak fázově, přičemž fázové kódování je většinou prováděno jako první. Špatná prostorová lokalizace průtoku je zapříčiněna zpožděním mezi fázovým a frekvenčním kódováním. Intenzita artefaktu je závislá na signálové intenzitě v cévě a je zesílena s rostoucím časem  $T_E$ . Artefakt je nejzřetelnější u cév ležících v jedné zobrazované rovině a u GRE sekvencí [8, 19].

U většiny sekvencí je možné odečíst směr průtoku dle lokalizace na výsledném snímku, a to ve vztahu k ose frekvenčního kódování (obr. 2.8.17). Artefakt je replikací poblíž skutečné cévy s vektor-

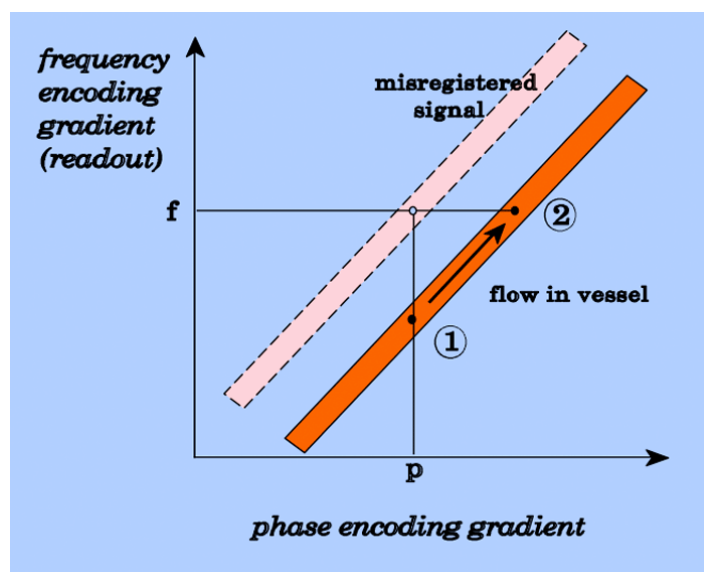


Obrázek 2.8.15: Špatná prostorová registrace průtoku s refokusací intravaskulárního signálu (žluté šipky), vztažené k signálovým ztrátám ve vlastních cévách (modré šipky). Směr  $G_{FE}$  je zde promítnut kraniokaudálně [19].



Obrázek 2.8.16: Artefakt špatné prostorové registrace v planárním snímku. Krevní průtok produkuje chybu v lokalizaci (šipka). Parametry snímku: SE sekvence,  $T_R = 479$  ms;  $T_E = 17$  ms; akviziční matice:  $N_{PE} = 192$ ;  $N_{FE} = 256$ ; FOV = 172 mm PE x 230 mm FE; NEX = 1; tloušťka řezu: 5 mm; směr  $G_{PE}$ : L–P; směr  $G_{FE}$ : A–P [24].

rovou složkou průtoku. Určité gradienty nebo zobrazovací techniky mohou lokalizaci provést opačně. V běžném MR zobrazování je artefakt špatné prostorové lokalizace vlivem průtoku užitečný při detekci vaskulární malformace [19].



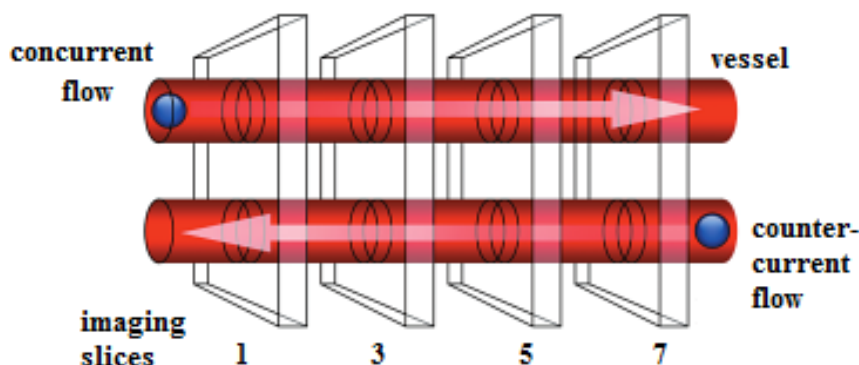
Obrázek 2.8.17: Spin v bodě (1) je kódován fázově ( $p$ ). Dostane-li se stejný spin do bodu (2), bude frekvenčně kódován na pozici ( $f$ ). Celkové zmapování pozice spinu ( $p$ ,  $f$ ) bude prostorově určeno na špatné vaskulární pozici. Směr toku může být odečten z MR snímku podle prostorové lokalizace s ohledem na směr  $G_{FE}$ . Špatně lokalizovaný signál je posunut na stranu od cévy s vektorovou složkou průtoku ve směru  $G_{FE}$  [19].

### 2.8.9 Souběžný a protiběžný tok

Směr proudění protonových spinů se projeví na snímcích dle pozice excitovaného řezu. Protonové spiny, které proudí ve stejném směru, kam je namířen RF excitační impuls (gradient  $G_{SS}$ ), se dostanou do nasyceného stavu poměrně rychle, a tím se snižuje pravděpodobnost vzniku „entry-slice“ fenoménu. Protony proudící v opačném směru vůči  $G_{SS}$  nejsou zasaženy RF impulzem, protože vždy proudí do daného řezu ve stavu téměř nebo zcela nenasyčeném. Na základě charakteru tepenného a žilního toku lze usuzovat, že tyto efekty zapříčiní rozdíl v signálech emitovaných z oblasti tepen a žil. Pravděpodobnost zásahu RF impulzu do protiběžně proudících elementů je nízká, a proto bývá „entry-slice“ efekt přítomen i ve více řezech najednou skrz celý zobrazovaný objem. V místech, kde je tok kolmý na FOV roviny, se efekt nejzřetelněji projeví na prvním a posledním řezu vrstvy. Velikost „entry-slice“ fenoménu zde závisí na rychlosti proudění částic, na směru proudění, tloušťce řezu a na době  $T_R$  mezi jednotlivými excitacemi [23].

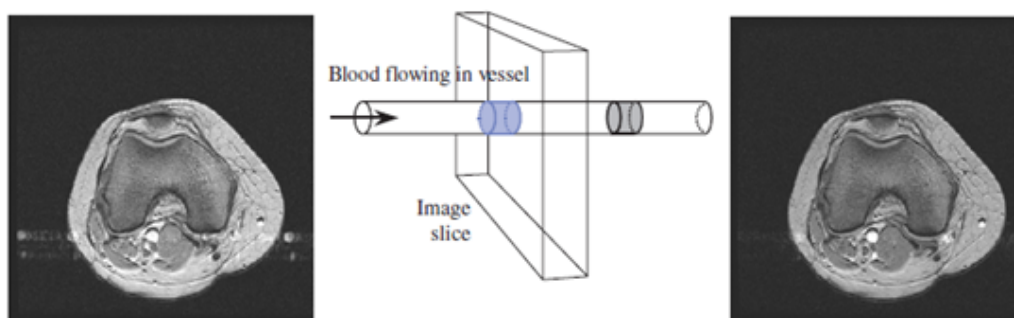
**Metody eliminace průtokových artefaktů** Efekty rozfázování protonových spinů lze eliminovat pomocí techniky GMN, také známé jako refokusace gradientního momentu nebo kompenzace prů-





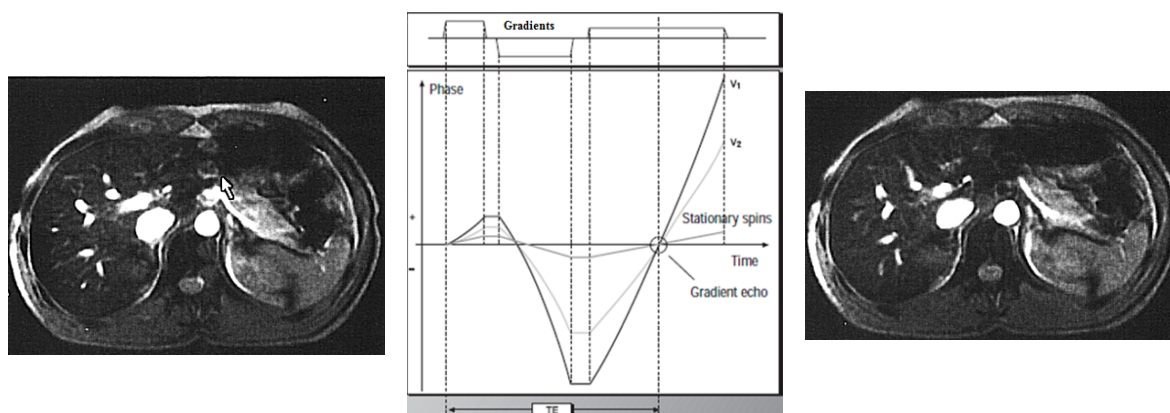
Obrázek 2.8.18: Schéma souběžného a protiběžného toku [11].

toku. Technika zahrnuje aplikaci dodatečných gradientních impulzů, přesně navržených a parametricky přizpůsobených tak, aby celková fázová odezva byla nulová jak pro statické, tak pro protékající protony. Účelem je modifikovat gradient pulzní sekvence tak, aby proudící elementy měly stejnou fázi jako stacionární tkáň. Rychlostí vyvolané fázové posuny jsou tak redukovány a na výsledném snímku je zobrazena jen daná céva bez doprovodných artefaktů. Rozdíl v technice GMN a prostorové saturaci spočívá v prodloužení  $T_E$ ; dále GMN produkuje vysoký signál v průsvitech cév, redukuje intravoxelové rozfázování a může snížit počet použitelných řezů. Tato korekční metoda pro eliminaci signálové ztráty je vhodná pro zobrazování krční a hrudní páteře, jakož i neurocrania [12, 15, 23].

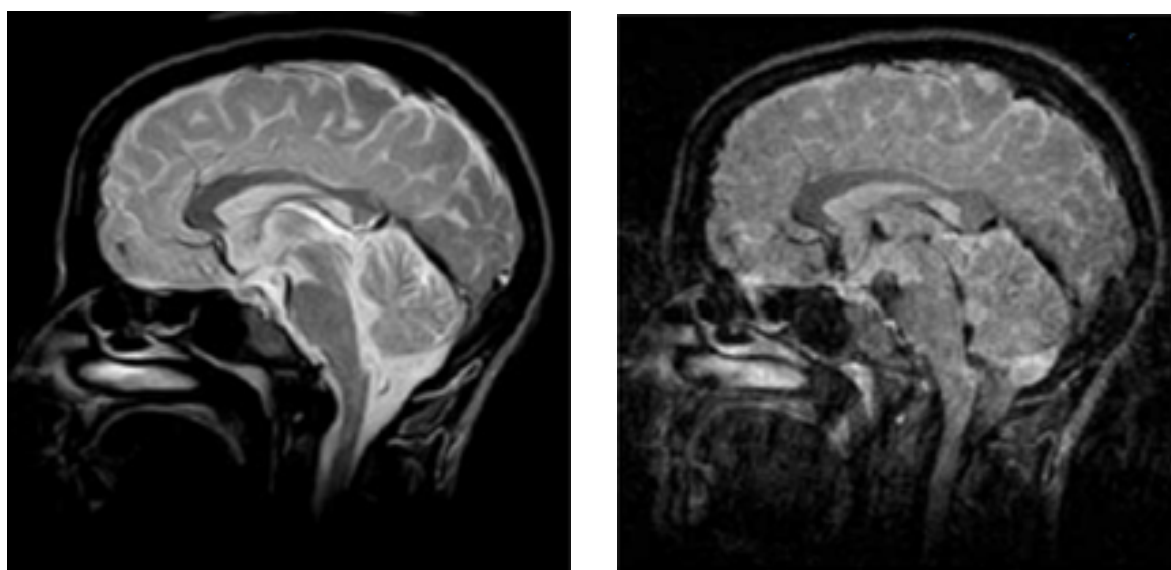


Obrázek 2.8.19: Vlevo: snímek kolene s artefaktem způsobeným protékající krví. Uprostřed: schématické znázornění protékající zobrazovaným řezem. V SE sekvenci opustí krevní objem (modře) zobrazovaný řez během doby  $T_R$  před refokusačním impulzem a dojde k signálové ztrátě. V GRE sekvenci je každý krevní objem plně magnetizován, protonové spiny emitují signál v požadované době a krev má na snímku vysokou intenzitu. Vpravo: kompenzace toku [9, 12].





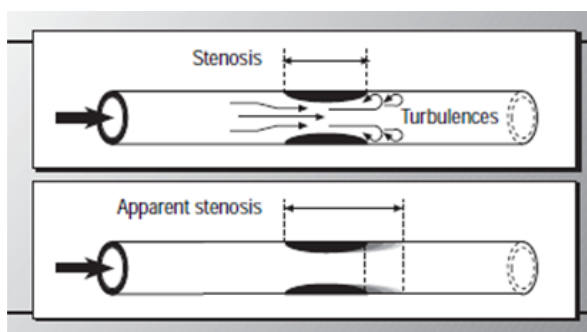
Obrázek 2.8.20: Axiální snímky GRE náběru abdominální oblasti. Vlevo: špatná prostorová registrace proudících elementů v aortě (šipka). Uprostřed: kompenzace toku pomocí techniky GMR (GMN) – jsou aplikovány dodatečné gradientní impulzy o pevně určených intenzitách a dobách trvání. Vpravo: problém kompenzován technikou GMN [13, 25].



Obrázek 2.8.21: Optimální výsledky jsou dosaženy zkrácením doby  $T_E$  (vlevo), protože doba, během které mohou být průtokové artefakty za předpokladu konstantní rychlosti průtoku generovány, je minimalizována [25].

Technika GMR má svá omezení například při detekci cévních zúženin. Turbulentní průtok a efekty vysokorychlostní ztráty signálu mohou způsobit v distální části stenózy nebo přilehlé k ate-

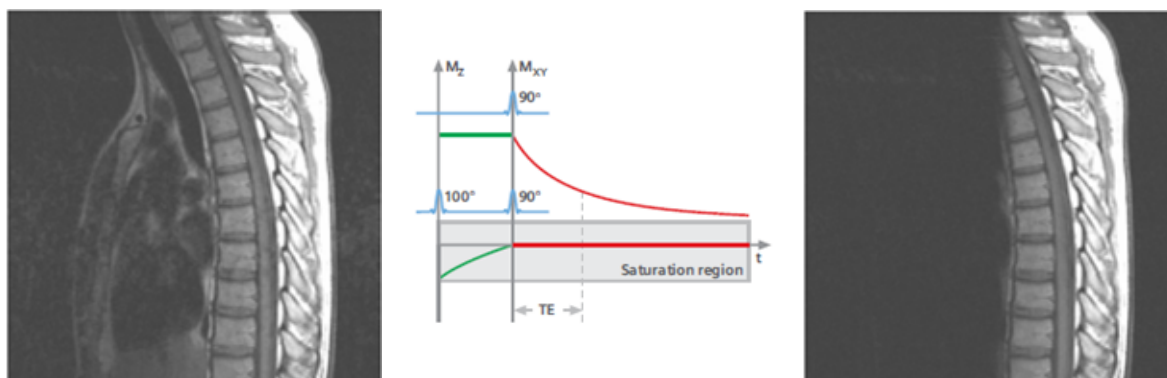
riosklerotickému plátu další fázové posuny a doprovodný signálový výpadek – stupeň stenózy tak může být nadhodnocen.



Obrázek 2.8.22: Nadhodnocení stenózy kvůli turbulentnímu proudění [25].

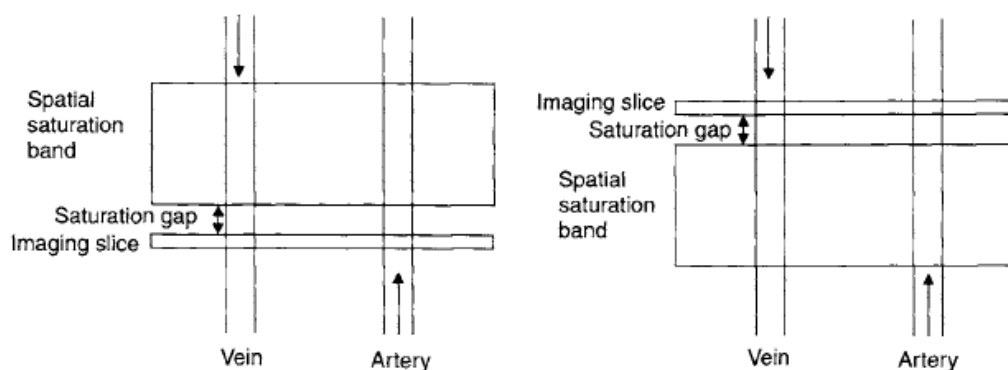
Mezi další rekonstrukční techniky patří saturační impulzy (většinou  $90^\circ$  nebo  $100^\circ$ ), které otočí celou magnetizační složku  $M_z$  v průběhu saturační oblasti pod příčnou rovinu  $M_{xy}$ . Jakmile saturační magnetizace dosáhne nuly, začíná měření aplikovanou sekvencí. Časový interval mezi saturací a sekvenční excitací je menší než  $T_1$  dané tkáně, a tak dojde jen k nepatrné relaxaci podélné složky magnetizace ze saturačního impulzu. Emitovaný signál je tedy nízký, v obrazu je vytvořena tmavá oblast a jsou redukovány fenomény TOF a „entry-slice“ [23].

Artefakty vznikající pulzací srdce nebo průtokem krve se mohou promítnout do sagitálních snímků hrudní páteře (obr. 2.8.23). Oblast artefaktu v tomto případě přispívá svou složkou do signálu, a proto v případě nízké magnetizace není složka artefaktu tak viditelná.



Obrázek 2.8.23: Vlevo: bez presaturačního impulsu se artefakty objevují hlavně při snímání obratlů. Uprostřed: grafické schéma presaturační techniky. Vpravo výsledný obraz po saturaci. [25].

Paralelní saturace je variací presaturace, při které jsou vkádány saturační pásy paralelně ke zobrazované rovině. Saturované spiny v objemu proudícím směrem dovnitř zobrazované roviny neemitují signál, a tak se dá zamezit průtokovým jevům nebo různým formám ghosting artefaktu. Technika je využívána pro TOF zobrazování, kdy mohou být separátně rozlišeny tepny a žíly.

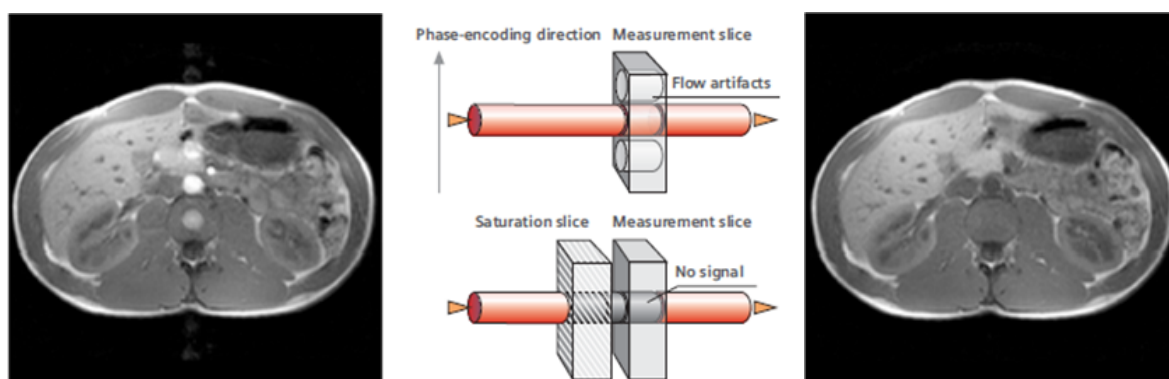


Obrázek 2.8.24: Venózní a arteriální suprese toku. Šipky určují směr toku krve [15].

Jak zobrazovaný řez, tak i saturační pás jsou umístěny ve stejné rovině (nejčastěji axiální). Saturační pás je jemně odsunut od zobrazovaného řezu, přičemž velikost mezery je závislá na typu toku, který je třeba saturovat (viz obr. 2.8.24). Pro saturaci venózního toku v krční oblasti je saturační

objem umístěn kraniálně nad zobrazovaný řez. V oblasti dolních končetin bývá umístění provedeno kaudálně vůči řezu. Saturační mezera se pohybuje od 25 do 30 cm [15].

Saturační pásy jsou užívány pro potlačení signálu z aorty, pro redukci artefaktů při polykání, nebo pro eliminaci aliasingu na koronálních snímcích ramen (viz kapitola 2.1). Principiálně je možné použít mnoho saturačních pásů, ale výrobci je doporučováno maximálně šest [12].



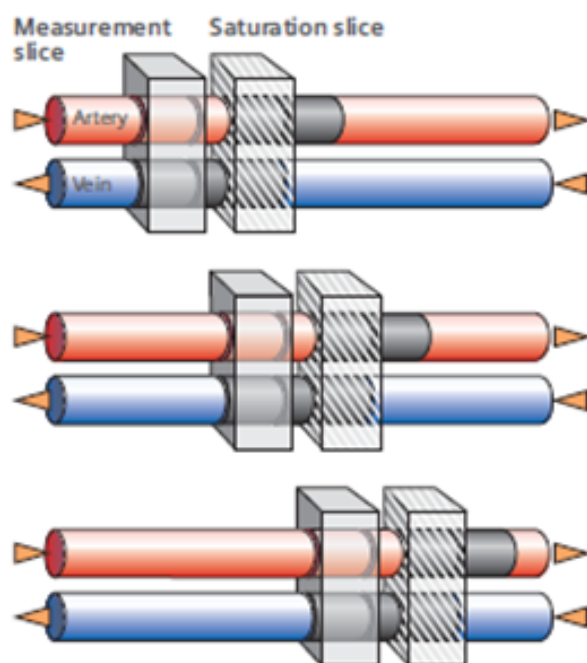
Obrázek 2.8.25: Vlevo: bez paralelní saturace vznikají průtokové artefakty ve směru  $G_{PE}$ . Uprostřed: schéma paralelní saturace. Artefakty tohoto snímku jsou způsobeny pulzací aorty. Vpravo: snímek po aplikaci paralelní saturaci [17, 18, 25].

Existuje také tzv. pohyblivé („travelling“) saturace, kdy se saturační pás posunuje ve směru se zobrazovanou rovinou. Při zobrazování více snímků za sebou se vzdálenost od paralelní saturace zvětšuje směrem k dalším řezům. Během tohoto časového úseku mohou protékající spiny podstoupit určitou relaxaci do té doby než jsou opět saturovány, což vede k emitaci signálu, který může vyvolat např. ghosting artefakt [25].

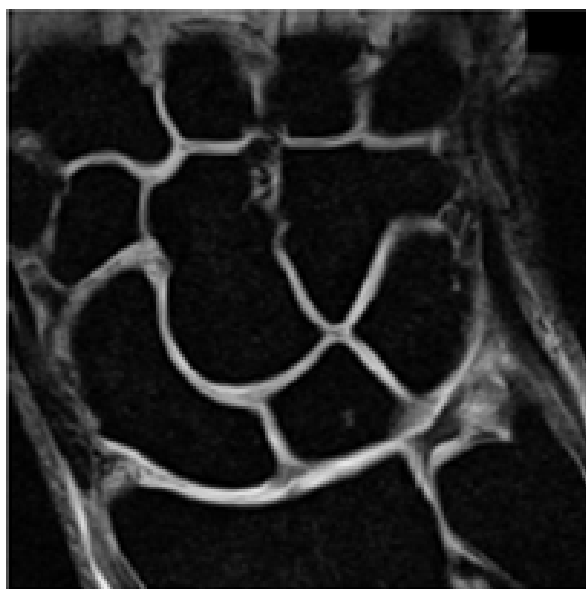
Dále lze využít tkáňově selektivní saturace, která zahrnuje tři techniky: FLAIR a STIR jako funkce  $T_R$ , frekvenčně selektivní saturace tuku nebo vody a magnetizační přenos (MTC) [25].

Saturace ve 3D zobrazování je závislá na tloušťce presaturační desky. Pakliže není presaturační impuls dostatečně tlustý, dojde k vniknutí průtokových spinů s vysokou rychlostí do vrstvy. Při maximální rychlosti  $v_{max}$  a nejdelší možné době  $T_R$  by měla být tloušťka řezu  $\geq$  součinu těchto dvou veličin. Čím tlustší je tedy saturační pás, tím více spinů s vysokou rychlostí je saturováno. Probíhá-li průtok pouze v jednom směru, je nejvhodnějším řešením umístit saturační pás přilehle k zobrazovanému snímku. Čím je mezera mezi pásem a řezem větší, tím méně efektivní je presaturace, protože dojde k relaxaci protonových spinů a emitaci signálu [25].

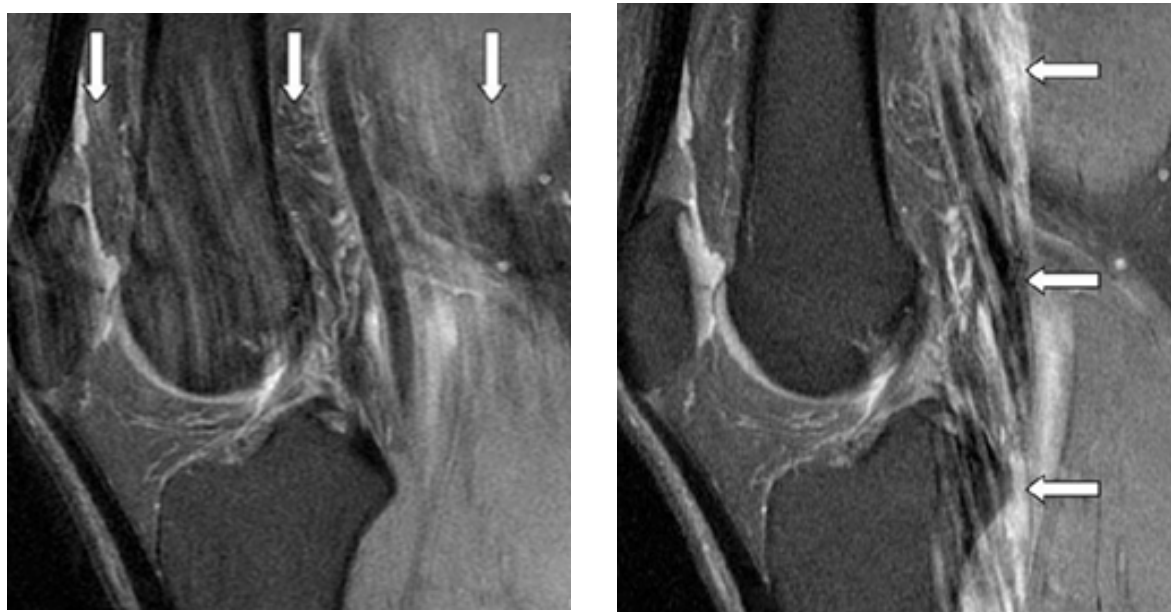
V některých případech je pro odstranění průtokových artefaktů z oblasti s předpokládaným patologickým nálezem použito jednoduché záměny směrů  $G_{PE}$  a  $G_{FE}$  (viz obr. 2.8.28) [22].



Obrázek 2.8.26: Pohyblivá saturace je narozdíl od paralelní saturace umístěna pouze na jednom konci řezu [25].



Obrázek 2.8.27: Frekvenčně selektivní saturace tukové tkáně na zápěstí [25].



Obrázek 2.8.28: Vzhled artefaktu způsobeného průtokem (šipky) v podkolenní tepně ve směru  $G_{PE}$ . Vpravo: artefakt již nezakrývá zobrazovanou oblast [22].

### 3 Praktická část

V následující části této práce je stručně vysvětlena funkce vybraných filtrů sloužících k vylepšení kvality MR snímků. Filtry a další algoritmy byly implementovány do graficko-uživatelského prostředí vyvinutého v programovacím jazyce C#.

Většina snímků z magnetické rezonance použitých v katalogu MR artefaktů, byla převedena do rastrové grafiky PNG s bezeztrátovou kompresí. Výhodou PNG formátu snímků je především zachování kvality a potřebných detailů v obraze po provedení jeho případné komprese.

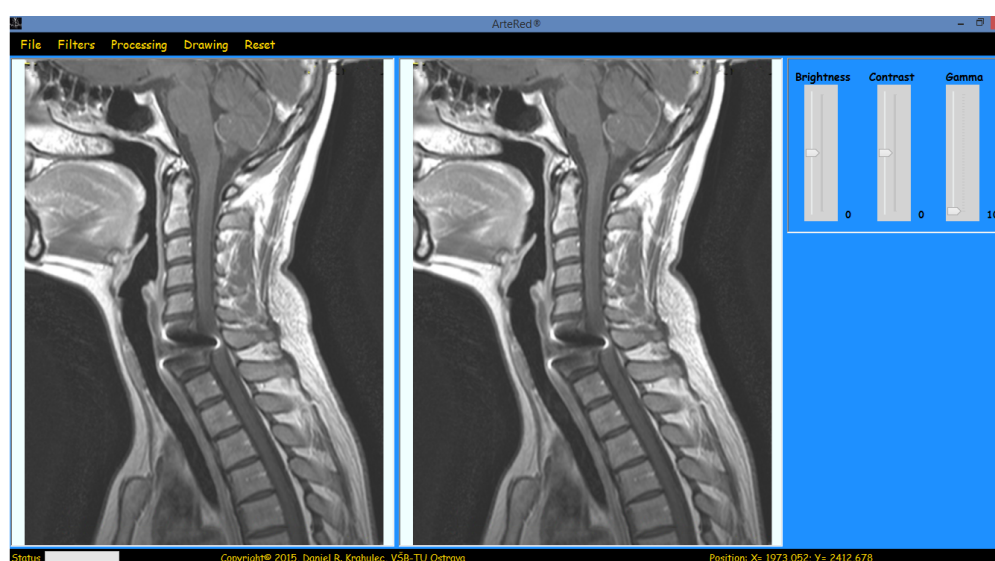
Na základě informací z katalogu artefaktů lze dedukovat, že nejčastěji bývá kvalita snímků artefaktem ovlivněna z pohledu rozložení signálové intenzity (jasu), deformace obrazu geometrickou distorzí, rozostřením (snížení SNR), kompletním signálovým výpadkem, podružnými relikty či v neposlední řadě také obtížně rozeznatelnými tvary, jež mohou být snadno zaměněny za patologické jevy – k tomuto slouží především filtry pro detekci hran.

Cílem aplikace je tedy testování filtračních metod a základních úprav obrazových komponent tak, aby následná rekonstrukce obrazu poskytovala uspokojující výsledky.

Obohacením praktické části je nahlédnutí do vývoje interaktivního internetového prostředí zahrnujícího vysvětlení problematiky vybraných artefaktů.

### 3.1 Filtrace snímků pomocí SW „ArteRed“

Tato část bakalářské práce byla věnována vývoji programu pro filtrace snímků a vyhodnocení výsledků po aplikaci obrazových filtrů. Kromě vlastních filtračních algoritmů nabízí programové prostředí ArteRed také ovladačí prvky pro nastavení jasu, kontrastu a gamma korekci. Do upraveného snímku je možné vkládat text pro popis nálezu či anomálie, kterou je potřeba při diagnostice zohlednit. Prostředí je navíc vyvinuto s cílem poskytnout uživateli možnost porovnání upraveného snímku se snímkem původním.



Obrázek 3.1.1: Prostředí programu ArteRed.

Pro kvalitní rekonstrukci je u všech lékařských snímků doporučováno provádět úpravy s větší bitovou hloubkou (12 nebo 16 bitů) kvůli nevýrazným intenzitním přechodům [44].

#### 3.1.1 Loagaritmická transformace

Vlivem např. nehomogenit hlavního magnetického pole vznikají stínivé artefakty s doprovodným destruktivním účinkem na expozici obrazu. Velké kontrasty stínu a světlé části scény mohou být způsobeny také neuniformím rozložením RF pole  $B_1$ . Vylepšení kontrastu v obraze bývá v anglosaské literatuře označováno jako „image enhancement“.

V programu je snímek zpracováván v prostorové doméně, přičemž je operováno s obrazovou funkcí  $f(x,y)$  s definičním oborem daným rozměry snímku. Původní snímek je tedy transformován se svými hodnotami jasu do obrazu s novými úrovněmi  $g(x,y)$ . Transformace, neboli operátor použitý na

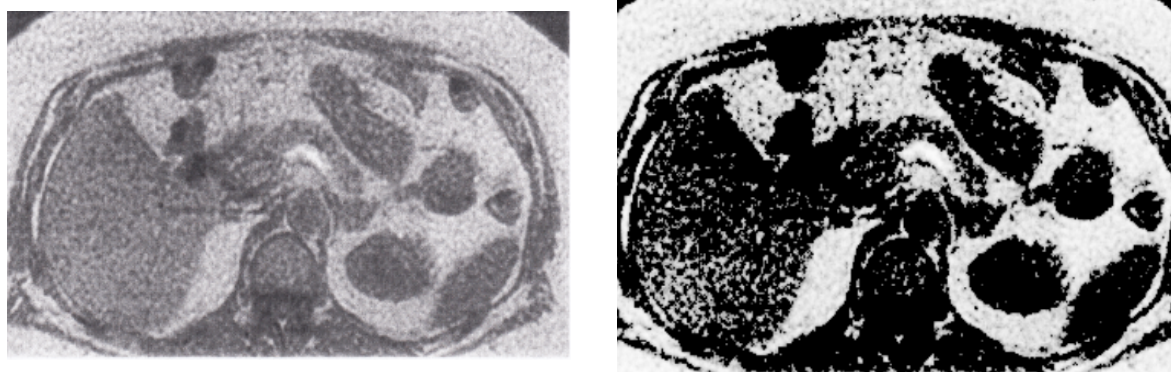


daný obraz, principiálně způsobí změnu hodnoty jasu v každém obrazovém bodě bez ohledu na jeho okolí (viz obr. 3.1.2).

Výsledkem některých výpočetních procesů týkajících se jasové transformace mohou být hodnoty příliš velkého dynamického rozsahu hodnot  $g$  a kvalitní zobrazení na monitoru je tak ztíženo (u rozsahu od 0 do  $10^6$ ). Daný interval je tak nutné do jisté míry komprimovat, k čemuž slouží právě logaritmická transformace rozsahu dle vztahu

$$g = c \cdot \log(1 + f), \quad (3.1.1.1)$$

kde  $f$  označuje kladnou hodnotu jasu o nevhodném dynamickém rozsahu a konstanta  $c$  slouží pro zpracování hodnoty jasu do zobrazitelného intervalu  $g \in < 0, 255 > [45]$ .



Obrázek 3.1.2: Logaritmická transformace snímku poškozeného chemickým posunem a nekonzistencí jasu. Cílem bylo „zvýraznit“ tkáňové struktury zobrazované oblasti.

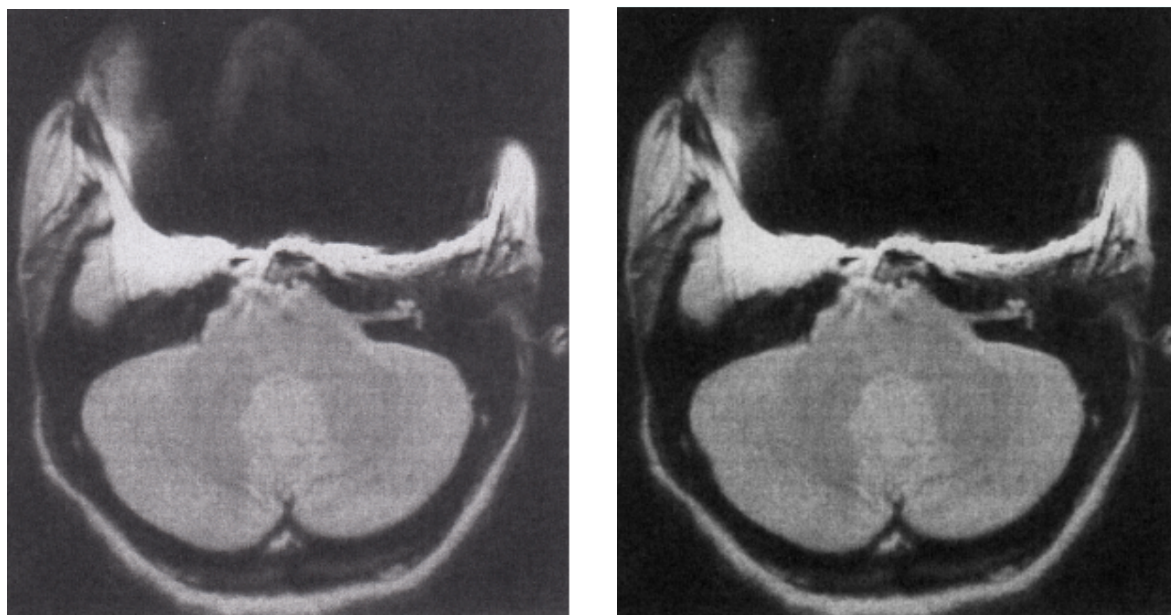
### 3.1.2 Roztažení kontrastu

Skupina artefaktů generovaných během zpracování obrazu (náběru data setů a jejich rekonstrukce) způsobuje variability v kontrastním rozložení na snímku. Snímky mohou být nektrastní, rozdíl mezi jasovými úrovněmi nedostatečný, anebo dojde k překrytí významné oblasti snímku vysokou kontrastní clonou.

Realizace roztažení kontrastu probíhá segmentovanou aplikací lineární transformace. Zpracování vychází z nejnižší ( $f_1$ ) a nejvyšší ( $f_2$ ) hodnoty jasu na konkrétním snímku a dojde ke vhodnému přizpůsobení na celý jeho jasový rozsah s hodnotami  $f \in < 0, 1 >$  tak, že od jednotlivých hodnot jasu je odečtena minimální hodnota jasu na snímku s následnou multiplikací koeficientem roztažení

$l/(f_2 - f_1)$  s výsledným vztahem [45]

$$g = \frac{f - f_1}{f_2 - f_1}. \quad (3.1.2.1)$$



Obrázek 3.1.3: Roztažení kontrastu. Výsledkem je zřetelnější zobrazení struktur okolo susceptibilního artefaktu.

### 3.1.3 Ekvalizace histogramu

Histogram je grafické znázornění četnosti rozložení jasových úrovní na daném snímku. Vyskytují se kontrast nerovnoměrně, je funkce rozložení hustoty pravděpodobnosti výskytu jasových složek nedokonalá a detaily v obraze jsou hůře rozlišitelné.

Cílem ekvalizace (vyrovnání) histogramu je dosáhnout rovnomějššího zastoupení jednotlivých složek jasu, čímž lze docílit užitečného odlišení nízké a vysoce kontrastních oblastí snímku. Pro zajištění uniformní hustoty pravděpodobnosti výskytu jasu v transformovaném snímku existuje vztah mezi originálním snímkem a snímkem upraveným. Za předpokladu, že rozložení hustoty pravděpodobnosti  $p_f$  výskytu jasových úrovní  $f$  histogramu má spojitou funkci, lze využít transformační vztah s integrační proměnnou  $w$

$$g = \int_0^f p_f(w) dw, \quad (3.1.3.1)$$

který vytvoří rovnoměrné rozložení jasových úrovní [45].

Pro diskrétní histogram lze funkci zapsat pomocí sumace  $k$ -tých úrovní jasu

$$g_k = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^k n_j, \quad (3.1.3.2)$$

kde  $n_j$  označuje četnost  $j$ -té úrovně jasu a  $N$  značí počet pixelů ve snímku. Obvykle však není dosaženo dokonalého vyrovnání a některé jasové úrovně se v daném snímku nemusí projevit vůbec [45].

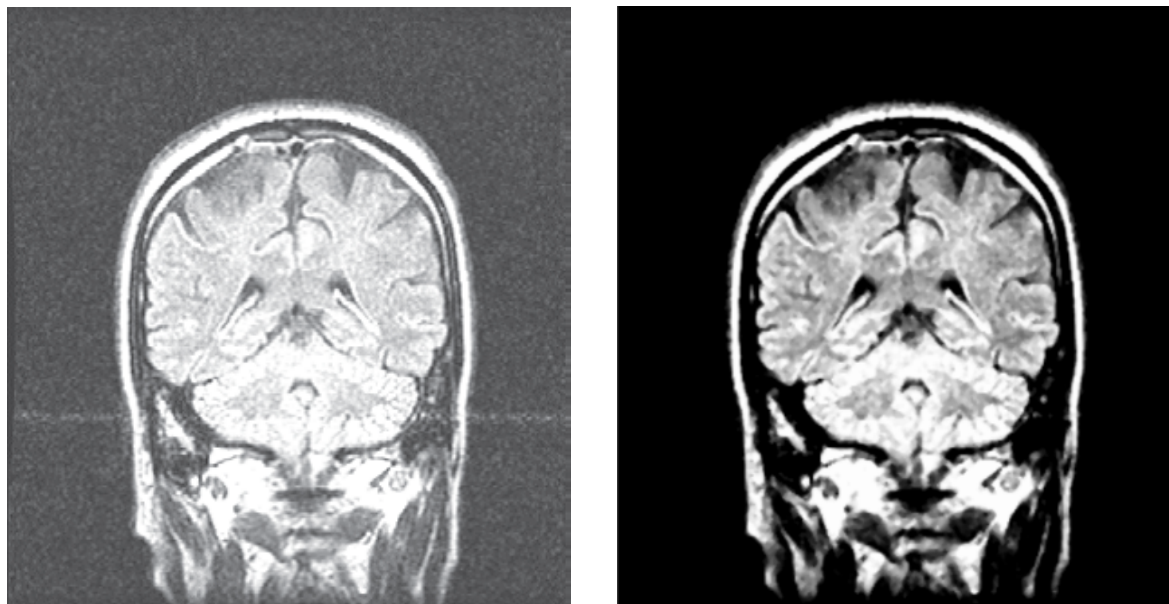


Obrázek 3.1.4: Vyrovnáním histogramu snímku došlo k účinné eliminaci clonivé oblasti stínění. Výsledkem je výrazná změna kvality expozice snímku poškozeného artefaktem „surface coil flare“.

#### 3.1.4 Mediánová filtrace

Tento typ filtrace je nenahraditelný při rektifikaci šumu typu „salt & pepper“, jenž se může projevit při MR zobrazování mozkových struktur. Mediánem se rozumí prostřední hodnota jasových prvků v jejich uspořádané posloupnosti. U lichého počtu prvků  $n$  se jedná o prvek odpovídající  $f_{med} = f_{(n+1)/2}$ , zatímco pro sudý počet prvků představuje aritmetický průměr prostředních hodnot  $f_{med} = f_{n/2} + f_{(n+1)/2}$ . Jedná se o nelineární filtraci, kdy po snímku projíždí pomyslná maska a po klasifikaci

jednotlivých pixelů dle jejich jasových úrovní nahrazuje úroveň zpracovávaného pixelu mediánem úrovní jasu z pixelů v daném okolí [45].



Obrázek 3.1.5: Díky filtraci mediánovou hodnotou jasových prvků došlo k téměř úplné eliminaci příčně umístěného zipovitého artefaktu a zároveň byl snímek zbaven zašumění.

### 3.1.5 Detekce hran (Laplacian of Gaussian)

Pro detailnější vizualizaci či vyhodnocení tvaru některých hůře rozeznatelných tkáňových struktur v obraze lze využít detekční funkci pro zobrazení prudkých změn jasových úrovní (hran), k čemuž spolehlivě poslouží klasické matematické derivace intenzity jasu s detekcí izolovaných bodů pomocí Laplaceova operátoru  $\nabla^2$ . Nevýhodou tohoto operátoru, kterému odpovídá druhá derivace hodnot  $(x, y)$  jasové funkce  $f$ , je jeho zvýšená citlivost na šum a neschopnost detekce směru hran. Za účelem nalezení konkrétního tvaru prudké změny jasu a jejího zvýraznění lze využít kombinace Gaussova a Laplaceova operátoru. Konvoluční algoritmus je definovaný následující dvojrozměrnou funkcí s názvem „Laplacian of Gaussian“

$$\nabla^2 h(r) = -\frac{r^2 - 2\sigma^2}{2\pi\sigma^6} e^{-\frac{r^2}{2\sigma^2}}, \quad (3.1.5.1)$$

kde  $\sigma$  je parametr určující rozmazání obrazu [45].





Obrázek 3.1.6: Pomocí detekční filtrace došlo k vyobrazení okrajových struktur tkání na snímku za současného potlačení pohybového artefaktu.

### 3.1.6 Savitzkyho–Golayova (SG) filtrace pro 2D snímky

Savitzkyho–Golayův filtr je dolnoproustný filtr s konečnou impulsní odezvou (FIR), který je designován s cílem dosažení určitých speciálních vlastností. Jeho 1D verze byla poprvé popsána v často citovaném článku [46]. V literatuře jej lze nalézt také pod názvy „least-squares filter“ nebo DISPO (*DIG*ital *S*MOOTHING *P*OLYNOMIAL) filtr. Původně byl navržen pro použití ve spektroskopii, neboť má pro tuto aplikaci výhodné vlastnosti – zachovává výšky a šířky spektrálních čar. Následující stručný výklad Savitzkyho–Golayova filtru, volně inspirovaný monografií [47], popisuje jeho 1D variantu; rozšíření na 2D je přímočaré a na principu filtru nic nemění [46, 48, 49].

Připomněme, že digitální filtr bývá aplikován na posloupnost ekvidistantních hodnot  $f_i \equiv f(t_i)$ , kde  $t_i \equiv t_0 + i\Delta$  pro určitý vzorkovací interval  $\Delta$  a  $i = \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots$ . Nejjednodušší typ digitálního filtru (s konečnou impulsní odezvou, FIR) nahrazuje každou hodnotu  $f_i$  lineární kombinací sebe sama a některých blízkých sousedů, tedy

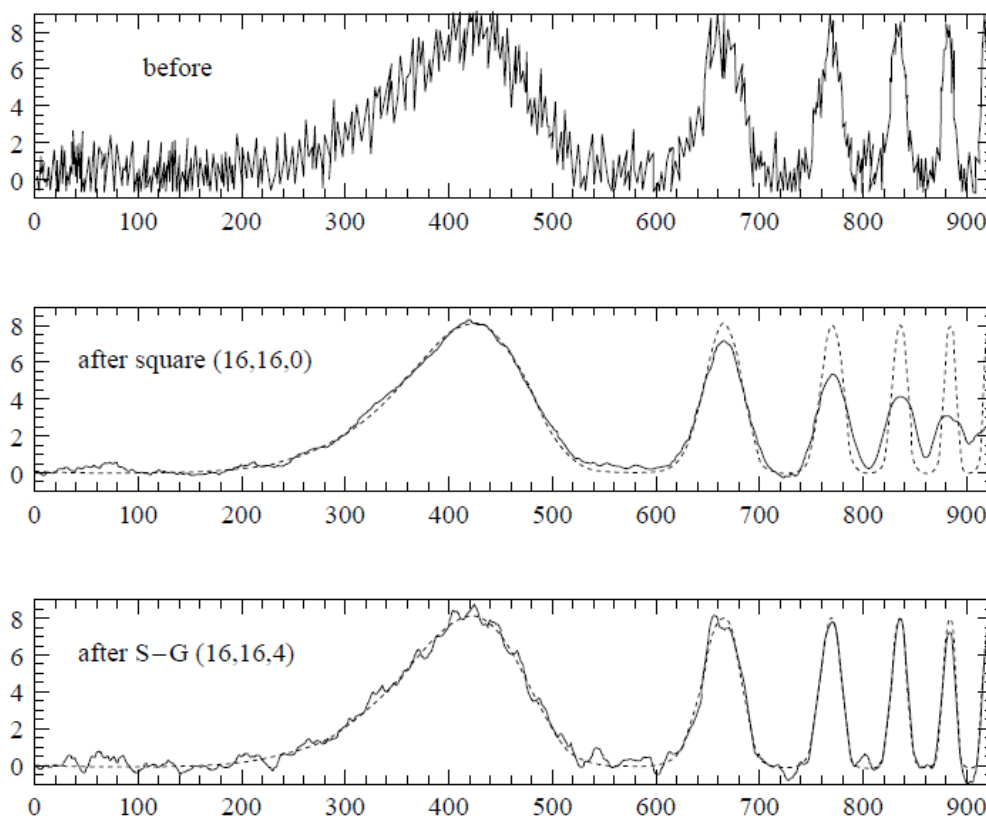
$$g_i = \sum_{n=-n_L}^{n_R} c_n f_{i+n}. \quad (3.1.6.1)$$

Zde  $n_L$  představuje počet sousedních bodů doleva od  $i$  (dřívějších), zatímco  $n_R$  je počet bodů doprava od  $i$  (pozdějších). Jako startovní bod pro porozumění Savitzkyho–Golayovu filtru lze uvažovat nej-

jednodušší průměrovací proceduru: Pro určité zafixované  $n_L = n_R$  je spočteno každé  $g_i$  jako průměr hodnot od  $f_{i-L}$  do  $f_{i+R}$  (někdy nazýváno jako klouzavý průměr, v rovnici (3.1.6.1) tomu odpovídají koeficienty  $c_n = 1/(n_L + n_R + 1)$ ). Jestliže je signál  $f_i$  konstantní nebo narůstá či klesá lineárně s časem (a má tedy nulovou druhou derivaci), nevzniká ve výsledku  $g_i$  žádná odchylka. Vzorky s vyšší hodnotou na jednom konci průměrovacího intervalu jsou exaktně kompenzovány vzorky s nižšími hodnotou na konci opačném. Odchylka však vznikne, jestliže má signál nenulovou druhou derivaci. Například v lokálním maximu klouzavý průměr vždy snižuje hodnotu signálu. Ve spektrometrických aplikacích pak má úzká spektrální čára sníženou výšku a zvýšenou šířku. Jelikož oba tyto parametry mají svůj fyzikální význam, je odchylka zanesená klouzavým průměrem nežádoucí. Stojí za povšimnutí, že klouzavý průměr zachovává plochu pod spektrální čarou – tedy její nultý moment – a také zachovává (pokud je jádro filtru symetrické,  $n_L = n_R$ ), pozici maxima – tedy její první moment. Je však porušeno zachování druhého momentu, který je ekvivalentní šířce čáry.

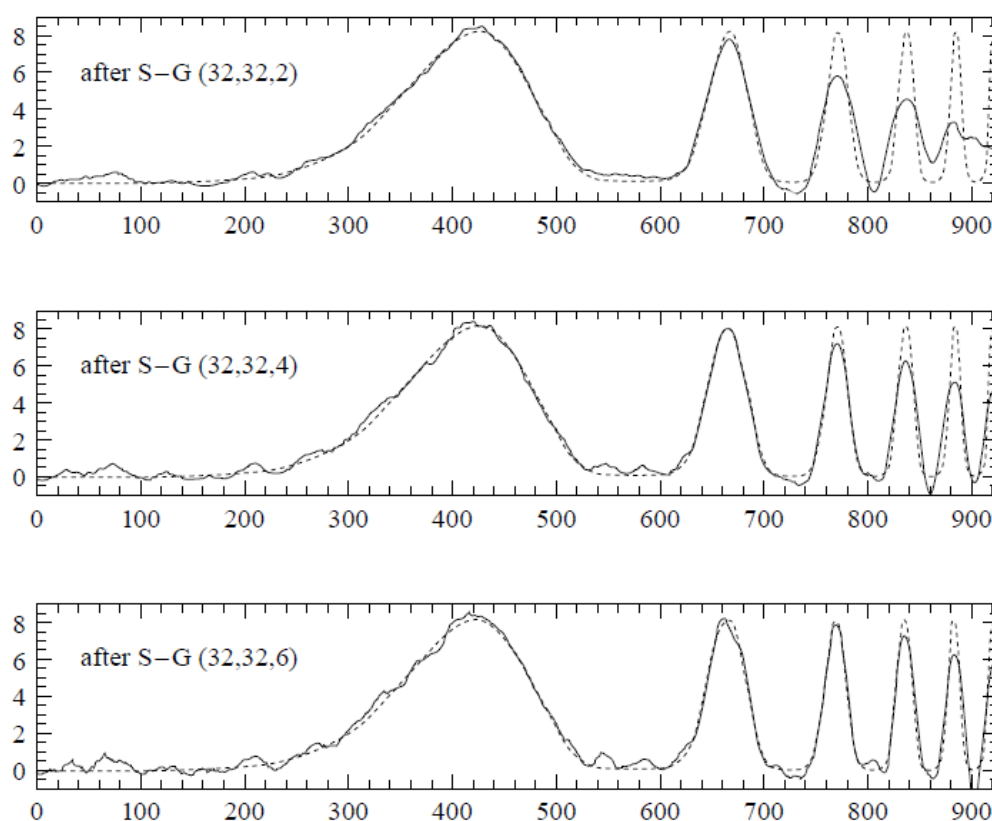
Idea Savitzkyho–Golayova filtru je nalezení koeficientů  $c_n$  tak, aby se zachovával i druhý moment, případně i vyšší momenty. Jinými slovy je třeba aproximovat signál v rozsahu klouzajícího okna nikoli konstantou, nýbrž polynomm vyššího řádu, typicky kvadratickým nebo kvartickým: pro každý bod  $f_i$  je naitován metodou nejmenších čtverců polynom na všech  $n_L + n_R + 1$  bodech klouzajícího okna, a  $g_i$  je položeno do rovnosti s hodnotou získaného polynomu ve vzorku  $i$ . Hodnoty polynomiálního fitu v ostatních bodech přitom vůbec nejsou využity. Po posunutí na následující vzorek  $f_{i+1}$  je nutné celou proceduru provést zcela znovu na posunutém okně. Takový postup je ovšem výpočetně náročný. Naštěstí – protože polynomiální fitování zahrnuje pouze lineární maticovou inverzi – jsou koeficienty polynomiálního fitu samy lineárně závislé na hodnotách signálu. To znamená, že fitování lze provést v předstihu pro fiktivní signály sestávající ze samých nul s výjimkou jediné jedničky, a pak získat fit na reálném signálu pomocí jejich lineárních kombinací. Klíčovým bodem Savitzkyho–Golayova filtru je tedy existence určitých souborů koeficientů  $c_n$  v rovnici (3.1.6.1), které automaticky vyhovují procesu polynomiálního fitování v klouzajícím okně. Snadnost výpočtu derivace naitovaného polynomu umožňuje rovněž jednoduché určení derivace vyhlazeného signálu.

Typickou implementací Savitzkyho–Golayova filtru je funkce `savgol` z [47], která generuje sadu koeficientů  $c_n$ , jež jsou dále použity jako konvoluční jádro pro výpočet vyhlazeného signálu nebo jeho derivací. Parametry Savitzkyho–Golayova filtru jsou: počet bodů vlevo  $n_L \geq 0$ , počet bodů vpravo  $n_R \geq 0$ , řád polynomu  $m \leq n_L + n_R$  a řád derivace  $0 \leq \ell \leq m$ , přičemž pro  $\ell = 0$  je získáno obyčejné vyhlazení. Takto designovaný filtr zachovává momenty až do hodnoty  $m$  včetně. Obvykle se klade  $m = 2$  resp.  $m = 4$ , což zajišťuje jednak zachování alespoň druhého momentu (tj. šířku čáry), jednak možnost výpočtu derivace dostatečného řádu. Ilustrace vlivu parametrů  $(n_L, n_R, m)$  na vyhlazení ilustrují obrázky 3.1.7 a 3.1.8 v monografii [47].



Obrázek 3.1.7: Soubor dat s postupně se zužujícími vrcholy a se superponovaným Gaussovským bílým šumem. Zatímco na nejširší části je vyhlazení nedokonalé (dole), užší části data setu mají zachovanou svou šířku a výšku [46].

Implementace algoritmu SG filtru pro 2D rekonstrukci snímků není z hlediska kódování v programovacím jazyce C# jednoduchá, a proto bude tato problematika předmětem budoucího zkoumání.



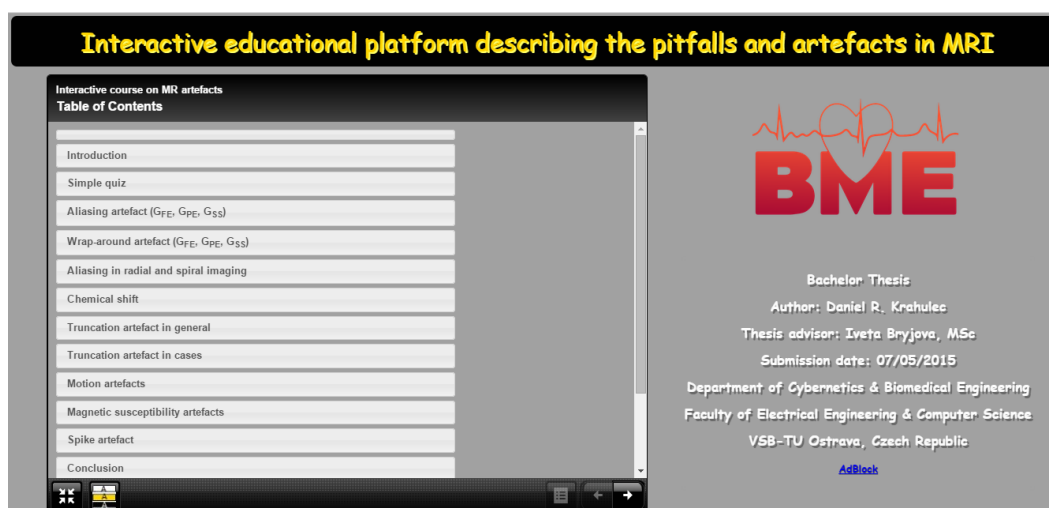
Obrázek 3.1.8: Výsledek aplikace širšího SG filtru na stejný data set, jako v případě 3.1.7. Stupeň 6 (dole) vykazuje lepší vyhlazovací schopnost než např. stupeň 2 (nahore) [46].



### 3.2 Internetové výukové prostředí

Druhý modul praktické části této práce se zabývá implementací katalogu artefaktů do online výukového prostředí. Za účelem vytvoření takovéto edukační prezentace byla pomocí prostředí Xerte vyvinuta základní struktura multimediální platformy, která bude v budoucnu dále obohacována o další poznatky jak z filtračních metod pro eliminaci artefaktů při zobrazování MR skenerem, tak také novinkami z oblasti neurotechnologií a výpočetního modelování mozkových struktur například pomocí fMRI.

Pro potřeby vysázení výukové platformy na webovou stránku (obr. 3.2.1) bylo využito bezplatné domény poskytovatele webového hostingu webzdarma.cz. Aplikací vhodné kombinace HTML5 příkazů společně s CSS/CSS3 styly bylo dosaženo následujícího rozvržení stránky:



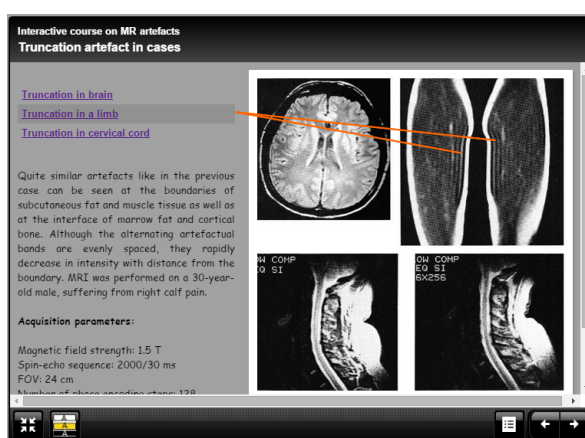
Obrázek 3.2.1: Vzhled webové stránky s interaktivním prostředím (www.mriartefacts.wz.cz)

Prostředí Xerte, vyvíjené na univerzitě v Nottinghamu, poskytuje unikátní open-source rozhraní pro vytváření precizních výukových materiálů s interaktivní konstrukcí a velmi příjemným designem. Množství stylů pro grafické úpravy je sice omezeno, nicméně lze během několika málo minut potřebné typografické prvky a grafický vzhled upravit pomocí příkazů programovacího jazyka HTML.

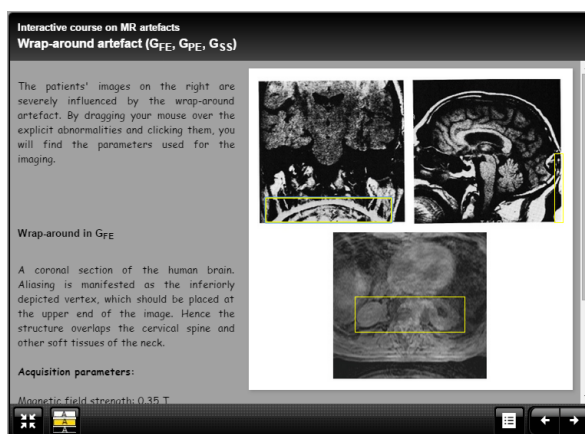
S ohledem na kompatibilitu prostředí s webovými prohlížeči se vlastní e-learningová platforma ještě v určitých aspektech prodírá nedokonalostmi, na kterých však usilovně pracuje tým zkušených vývojářů, a do nových verzí programu jsou tak neustále dodávány nové prvky a optimalizační vylepšení.

Pro vývoj internetového katalogu artefaktů bylo využito nejnovější verze programu (v 2.0 Xerte Online Toolkits), ve které lze prezentovaný obsah doručit do jakéhokoli zařízení, a to zcela nezávisle na plug-inu Flash Player. Soubor 75 nabízených šablon je rovněž přizpůsoben prohlížení na veškerých elektronických zařízeních (od Apple iPhone až po velké stolní počítače) [50].

Platforma společně s webovou stránku jsou sepsány v anglickém jazyce za účelem oslovení celosvětové veřejnosti. Konceptně (obrázky 3.2.2 a 3.2.3) se výuková prezentace skládá z vysvětlení fyzikálního původu vybraných artefaktů, jejich typického vyobrazení na MR snímcích a ze strukturovaného popisu nejvyužívanějších metod pro zamezení jejich vzniku.



Obrázek 3.2.2: Ukázka interaktivního popisu truncačního artefaktu.



Obrázek 3.2.3: Ukázka interaktivního popisu wrap-around artefaktu.

## 4 Závěr

Magnetická rezonance principiálně představuje jednu z nejkompexnějších modalit ve sféře lékařské diagnostiky *in vivo*. Její speciální odnože (MR angiografie, MR traktografie či MR spektroskopie), zajisté zahrnují nespočet dalších úskalí a omezení při nastavování zobrazovacích parametrů za účelem dosažení excelentní kvality výsledného snímku. S ohledem na spletnost problematiky zobrazovacích přístrojů je nejvhodnější metodou, jež se mi osobně osvědčila, pro správné pochopení jejich funkce *praktická ukázka* ve vyšetřovně a *experimentální pokusy* např. na fantomech.

Odchylně od splnění hlavních požadavků pro završení bakalářského studia vypracováním závěrečné práce jsem se rozhodl pojmut tento katalog velmi podrobně a kvalitně tak, aby z něj bylo možné zřetelně vyčíst „proč problém vzniká“ a „jak na jeho řešení“. Výsledný soubor tedy slouží jako *odborná příručka* pro všechny pracovníky s MR přístrojem, a to především u nativního zobrazování.

Výpočetní operace, užité pro názorné vysvětlení vážnosti artefaktů (susceptibilní artefakt, ghosting artefakt, chemický posun, aliasing, aj.), se zakládají na úzce specifikovaných případech vyšetření, určených jen pro účel této práce. V praxi nelze míry artefaktů standardizovat, neboť jejich charakteristické vlastnosti jsou závislé na velkém počtu složitě predikovatelných faktorů.

Cílem praktické části této práce bylo navrhnout a naprogramovat formulářovou aplikaci pro filtraci snímků. Tato část, vzhledem k celkové obsáhlosti a čtenářské náročnosti práce, byla pojata spíše okrajově, neboť samotné filtrační techniky vyžadují mnohem důkladnější studium, které v budoucnu plánuji spojit s novými vědomostmi z oblasti exaktní neurovědy a technik pro zpracování obrazu.

Na základě mého osobního rozhodnutí považuji tuto práci jako startovní bod pro další studium, jehož výsledky zamýšlím simultánně sdílet profesionální cestou pomocí webového rozhraní tak, aby byla zároveň pro studenty poskytnuta forma online edukační platformy, ve které se bude možné nenáročným způsobem dopátrat dalších cenných vědomostí nejen o MRI.

## 5 Přílohy

### 5.1 Generování artefaktů na fantomu

Příložené CD s názvem „MR artefakty“ obsahuje DICOM snímky, získané při experimentálních pokusech o umělé vyvolávání obrazových artefaktů na magnetické rezonanci Philips Achieva 1.5 T za standardních vyšetřovacích podmínek. Jako zobrazovaný objekt byl vybrán 3D MR kompatibilní abdominální fantom CIRS, model 057 (Triple Modality 3D Abdominal Phantom, CIRS, Norfolk, Virginia, USA).

Fantom (obr. 5.1.1) má rozměry  $26 \times 12.5 \times 19$  cm, hmotnost 5 kg, kryt fantomu je vyroben z ABS (akrylonitrilbutadienstyren), tuková vrstva a plíce z polyuretanu, tvrdá tkáň z epoxidové pryskyřice, ostatní měkké tkáně z komerčně vyráběného gelu s označením Zerdine®. Fantom obsahuje játra se šesti lézemi, ledviny (každá s jednou lézí), páteř se segmenty  $Th_{9-10}$  a  $L_{2-3}$ , část plicního laloku, portální žílu, dolní dutou žílu, aortu, žebra a okolní měkké tkáně se dvěma lézemi [51].

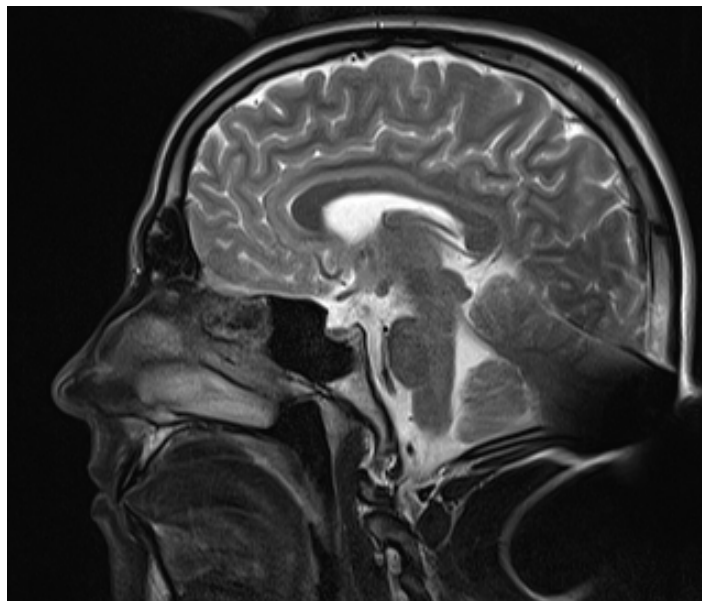
Při softwarovém nastavení MR skeneru byly cíleně modifikovány velikosti FOV, doby  $T_E$  a  $T_R$  a současně byly vybírány co nejrychlejší zobrazovací sekvence. Záměrem těchto experimentů bylo vyvolat následující artefakty:

- chemický posun 1. typu
- moiré lemování
- pohybový „blurring“ artefakt
- wrap-around artefakt
- truncační artefakt
- susceptibilní artefakt
- cross-talk artefakt



Obrázek 5.1.1: Triple Modality 3D Abdominal Phantom, CIRS.

Součástí CD jsou rovněž snímky se susceptibilním artefaktem, jenž byl náhodně vytvořen na tomografu Siemens MAGNETOM Avanto 1.5 T na radiologickém oddělení ve FN Ostrava. Pacient podstoupil dobrovolné vyšetření neurocrania a zapomněl si odložit náhrdelník se sponou z feromagnetika (obr. 5.1.2). Výsledkem je signálová ztráta s extrémní geometrickou distorzí týlního laloku.



Obrázek 5.1.2: Metal artefakt vyvolaný kovovou sponou náhrdelníku.

## 5.2 Software „ArteRed“

Na druhém CD je k dispozici GUI pro filtraci snímků. Podporovanými vstupními formáty jsou: .png, .jpeg, .bmp a .tiff. K úspěšnému spuštění programu je nutné mít nainstalované run-time prostředí .NET Framework 4.5.1 nebo vyšší.

## 6 Reference

- [1] HASHEMI, R. H.; BRADLEY, W. G. & LISANTI, C. J.: *MRI: the basics*. Williams, Lippincott, Philadelphia, PA, 3rd edition, c2010, ISBN 978-160-8311-156.
- [2] HOCH, J. C. & STERN, A. S.: *NMR data processing*. Wiley-Liss, New York, 11th edition, 1996, ISBN 04-710-3900-4.
- [3] VAUGHAN, J. & GRIFFITHS, J. R.: *RF coils for MRI*. John Wiley and Sons Ltd., Chichester, West Sussex, 2nd edition, 2012, ISBN 978-047-0770-764.
- [4] REIMER, P.: *Clinical MR imaging*. Springer, Heidelberg, 3rd edition, 2010, ISBN 978-354-0745-013.
- [5] KAMIENSKA-TRELA, K.; EDITORS, J. W. & STERN, A. S.: *Nuclear magnetic resonance*. Royal Society of Chemistry, Cambridge, 11th edition, 2013, ISBN 978-184-9735-773.
- [6] MIROWITZ, S. A.: *Pitfalls, variants, and artifacts in body MR imaging*. Mosby, St. Louis, 1996, ISBN 08-016-7670-3.
- [7] HENDRICK, R.; RUSS, P. D. & SIMON, J. H.: *MRI*. Raven Press, New York, 1993, ISBN 08-816-7709-4.
- [8] ERASMUS, L.; HURTER, D.; NAUDE, M.; KRITZINGER, H.; ACHO, S.; CHAVHAN, G.; SILVERSSON, C.; REDDY, J. J.; GAVIN, P. R.; ENGLISH, P. T.; MOORE, C. & MEACHAM, K. S.: *Sa journal of radiology*, 2004, [online], [cit. 2014-11-22], URL <<http://sajr.org.za/index.php/sajr/article/viewFile/127/139>>.
- [9] MCROBBIE, D. W.: *MRI from picture to proton*. Cambridge University Press, New York, 2nd edition, 2007, ISBN 05-216-8384-X.
- [10] RUAN, C.: *Mri artifacts: Mechanism and control*, 2013, URL <[http://ric.uthscsa.edu/personalpages/lancaster/DI2\\_Projects\\_2003/MRI\\_Artifacts.pdf](http://ric.uthscsa.edu/personalpages/lancaster/DI2_Projects_2003/MRI_Artifacts.pdf)>.
- [11] WESTBROOK, C.: *MRI at a glance*. Blackwell Science, Oxford, 1st edition, 2002, ISBN 06-320-5619-3.
- [12] WEISHAUP, D.; KOECHLI, V. D. & MARINCEK, B.: *How does MRI work? An introduction to the physics and function of magnetic resonance imaging*. Springer, New York, 2nd edition, 2006, ISBN 35-403-0067-8.

- [13] WESTBROOK, C. & KAUT, C.: *MRI in practice*. Blackwell Science, Malden, MA, USA, 2nd edition, 1998, ISBN 06-320-4205-2.
- [14] STADLER, A.; SCHIMA, W.; BA-SSALAMAH, A.; KETTENBACH, J. & EISENHUBER, E.: Artifacts in body mr imaging. *European Radiology*, pp. 1242–1255, 2007, URL <<http://link.springer.com/10.1007/s00330-006-0470-4>>.
- [15] BERNSTEIN, M. A.; KING, K. F. & ZHOU, Z. J.: *Handbook of MRI pulse sequences*. Academic Press, Boston, 2004, ISBN 01-209-2861-2.
- [16] LINEY, G.: *MRI in clinical practice*. Springer-Verlag, London, 2006, URL <978-184-6281-617>.
- [17] SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS: Magnetom impact expert/impact expert plus applications guide vb33g: Operating instructions, 1996.
- [18] SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS: Magnet, spins, and resonances: An introduction to the basics of magnetic resonance, 2003.
- [19] ELSTER, A. D.: QUESTIONS AND ANSWERS IN MRI, 2014, [online], [cit. 2015-03-05], URL <<http://mri-q.com/>>.
- [20] BARKER, P. B.: *Clinical MR spectroscopy*. Cambridge University Press, Cambridge, 2010, ISBN 05-218-6898-X.
- [21] MCGRAW-HILL COMPANIES: Organic Chemistry 4e Carey, Online Learning Center, 2000, [online], [cit. 2014-11-22], URL <<http://www.mhhe.com/physsci/chemistry/carey/student/olc/ch13nmr.html#basics>>.
- [22] YOSHIOKA, H.; SCHLECHTWEG, P. M. & KOSE, K.: Magnetic resonance imaging, 2014, URL <<https://www.us.elsevierhealth.com/media/us/samplechapters/9780323041775/Chapter\%2003.pdf>>.
- [23] WESTBROOK, C.: *Handbook of MRI technique*. Wiley-Blackwell, Malden, MA, 3rd edition, 2008, ISBN 14-051-6085-3.
- [24] BROWN, M. A. & SEMELKA, R. C.: *MRI: basic principles and applications*. Wiley-Liss, Hoboken, N.J., 3rd edition, 2003, ISBN 04-714-3310-1.
- [25] SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS: Magnets, flows, and artifacts: Basics, techniques, and applications of magnetic resonance tomography, 2004.

- [26] FILIPPI, M. N. M. & BAMMER, R.: *MR Imaging in White Matter Diseases of the Brain and Spinal Cord*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, New York, 2005, ISBN 35-404-0230-6.
- [27] IMAIOS SAS: MRI Step-by-step: Interactive course on magnetic resonance imaging, 2014, [online], [cit. 2014-11-22], URL <<http://www.imaios.com/en/e-Courses/e-MRI>>.
- [28] ELMAOGLU, M. & CELIK, A.: *MRI handbook*. Springer, New York, 2012, ISBN 14-614-1096-7.
- [29] SOMASUNDARAM, K. & KALAVATHI, P.: Oriental journal of computer science and technology, 2012, URL <<http://computerscijournal.org/download/Somasundaram-K-and-Kalavathi-P/OJCSV05I01P135-141.pdf>>.
- [30] TAKAHASHI, A. M.: Reduction of slice select artifacts in half pulse excitations used in ultrashort TE (UTE) imaging, 2014, 14th May 2014. Patentový spis US 8723517 B2, URL <<http://www.google.com/patents/US8723517>>.
- [31] ALANALLUR ANUR, A.: Artifacts in mri, 2015, [online], [cit. 2015-04-05], URL <<http://www.slideshare.net/arunmtek/artifacts-in-mri>>.
- [32] MOELLER, T. B. & REIF, E.: *MRI parameters and positioning*. Thieme, New York, 2nd edition, 2010, ISBN 31-313-0582-7.
- [33] TORSTEN, B. & MOELLER, R.: *MRI Parameters and Positioning*. Stuttgart, Thieme, 2003, ISBN 15-889-0149-1.
- [34] LINEY, G.: *MRI from A to Z: a definitive guide for medical professionals*. NetLibrary, Boulder (Colo.), 2005, ISBN 978-051-1080-555.
- [35] HIROKAWA, Y.; ISODA, H.; MAETANI, Y. S.; ARIZONO, S.; SHIMADA, K. & TOGASHI, K.: Mri artifact reduction and quality improvement in the upper abdomen with propeller and prospective acquisition correction (pace) technique. *American Journal of Roentgenology*, pp. 1154–1158, 2008, URL <<http://www.ajronline.org/doi/abs/10.2214/AJR.07.3657>>.
- [36] JUNTU, J.; SIJBERS, J.; DYCK, D. & GIELEN, J.: Bias field correction for mri images. *Computer Recognition Systems Proceedings of the 4th International Conference on Computer Recognition Systems CORES '05*, pp. 543–551, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2005, URL <[http://link.springer.com/10.1007/3-540-32390-2\\_64](http://link.springer.com/10.1007/3-540-32390-2_64)>.



- [37] PANFILI, E.; PIERDICCA, L.; SALVOLINI, L.; IMPERIALE, L.; DUBBINI, J. & GIOVAGNONI, A.: Magnetic resonance imaging (mri) artefacts in hip prostheses. *La radiologia medica*, pp. 113–120, 2014, URL <<http://link.springer.com/10.1007/s11547-013-0315-6>>.
- [38] LIU, H.; MARTIN, A. J. & TRUWIT, C. L.: Interventional mri at high-field (1.5 t). *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, **vol. 8, issue 1**, pp. 214–219, 1998, URL <<http://doi.wiley.com/10.1002/jmri.1880080136>>.
- [39] HORNAK, J. P.: The Basics of MRI, 2014, [online], [cit. 2015-03-05], URL <<https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/chap-11/chap-11.htm>>.
- [40] PURCELL, E. M.: *Electricity and Magnetism*. Berkeley Physics Course, Vol. 2, Cambridge University Press, New York, 2nd edition, November 2011, ISBN 9781107013605, URL <<http://www.cambridge.org/es/academic/subjects/physics/general-and-classical-physics/electricity-and-magnetism-2nd-edition?format=AR>>.
- [41] GRAZIOLI, L. & SCHNEIDER, G.: *MRI of the liver imaging techniques, contrast enhancement, differential diagnosis*. Springer, Milan, 2nd edition, 2006, ISBN 978-884-7003-354.
- [42] SCHILD, H.: *MRI leicht gemacht*. Schering, Berlin, 2nd edition, 1990, ISBN 01-209-2861-2.
- [43] JEREMY JONES, D., DR. J. RAY BALLINGER: Radiopaedia, 2015, [online], [cit. 2015-03-05], URL <<http://radiopaedia.org/articles/diastolic-pseudogating>>.
- [44] PETZOLD, C.: *Programování Microsoft Windows Forms v jazyce C#*. Computer Press, Brno, 1st edition, 2006, ISBN 80-251-1058-3.
- [45] DOBEŠ, M.: *Zpracování obrazu a algoritmy v C#*. BEN - technická literatura, Praha, 1st edition, 2008, ISBN 978-80-7300-233-6.
- [46] SAVITZKY, A. & GOLAY, M. J. E.: Smoothing and Differentiation of Data by Simplified Least Squares Procedures. *Analytical Chemistry*, **36**(8), pp. 1627–1639, July 1964, URL <<http://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/ac60214a047>>.
- [47] PRESS, W. H.; TEUKOLSKY, S. A.; VETTERLING, W. T. & FLANNERY, B. P.: *Numerical Recipes in C: The Art of Scientific Computing*. Cambridge University Press, Cambridge, 2nd edition, 1997, ISBN 0-521-43108-5, URL <<http://www.nr.com/>>.

- [48] LUO, J.; YING, K.; HE, P. & BAI, J.: Properties of savitzky–golay digital differentiators. *Digital Signal Processing*, **vol. 15, issue 2**, pp. 122–136, 2005, ISSN 10512004, URL <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1051200404000727>>.
- [49] BANKMAN, I. N.: *Handbook of medical image processing and analysis*. Academic Press, Amsterdam, 2nd edition, 2009, ISBN 978-012-3739-049.
- [50] UNIVERSITY OF NOTTINGHAM: The Xerte Project, 2015, [online], [cit. 2015-03-05], URL <<https://nottingham.ac.uk/xerte/toolkits.aspx>>.
- [51] CIRS TISSUE SIMULATION AND PHANTOM TECHNOLOGY: Triple modality 3d abdominal phantom. [online], [cit. 2015-04-30], URL <<http://www.cirsinc.com/products/modality/65/triple-modality-3d-abdominal-phantom/>>.
- [52] CHHABRA, A.: Magnetom flash: Missing information?, 2012, URL <[www.siemens.com/magnetom-world](http://www.siemens.com/magnetom-world)>.
- [53] SOLANA, A. B.; HERNANDEZ-TAMAMES, J. A.; MANZANEDO, E.; GARCIA-ALVAREZ, R.; ZELAYA, F. O. & DEL POZO, F.: Gradient induced artifacts in simultaneous eeg-fmri. *Magnetic Resonance Imaging*, pp. 684–692, 2014, URL <<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0730725X14000903>>.
- [54] MALMIVUO, J. & PLONSEY, R.: *Bioelectromagnetism*. Oxford University Press, New York, 1995, ISBN 01-950-5823-2.
- [55] EMANUELE, N.: *MR angiography of the body*. Springer, Berlin, 2009, ISBN 978-354-0797-166.
- [56] LOMBARDI, M. & BRATOLOZZI, C.: *MRI of the heart and vessels*. Springer, Milano [u.a.], 2005, ISBN 88-470-0306-7.
- [57] KOPKA, H. & DALY, P. W.: *LaTeX*. Computer Press, Brno, 1st edition, 2004, ISBN 80-722-6973-9.
- [58] FREEMAN, R.: *Magnetic resonance in chemistry and medicine*. Oxford University Press, New York, 2003, ISBN 01-992-6225-X.